

Universität des Saarlandes, Abteilung für Unfallchirurgie
Prof. Dr. T. Pohlemann

Die Computergestützte Analyse des Repositionsvorgangs am Modell
- eine experimentelle Studie

Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin der Medizinischen
Fakultät
der UNIVERSITÄT DES SAARLANDES
2014

Vorgelegt von Sven Simon, geb am 24.12.1981 in Freiburg

Dekan: Prof. Dr. Menger

Referent: Prof. Dr. T. Pohlemann

Meiner Familie und meiner Frau. Danke für Eure Unterstützung.

Inhaltsverzeichnis:

1. Zusammenfassung	4
2. Einleitung	8
3. Material und Methoden	12
3.1. Modelle	12
3.2. Datenaufbereitung	17
3.3. Versuchsdurchführung	19
3.4. Analyse und Auswertung	22
4. Ergebnisse	26
4.1. Auswertung der Femur Versuche	26
4.2. Auswertung der Becken Versuche	39
5. Diskussion	57
5.1. Parameterfindung	57
5.2. Repositionspfade	57
5.3. Diskussion der Analyse der Zeit	58
5.4. Diskussion der Analyse von Translation und Reposition	59
5.5. Limitierung und mögliche Fehlerquellen	61
5.6. Ausblick	64
6. Tabellenanhang	66
7. Literatur	67
8. Publikationen / Danksagung	70

1. Zusammenfassung

Fragestellung:

Die Analyse der Reposition von Knochenfrakturen wird bis heute ausschließlich anhand von Daten durchgeführt, die eine Aussage über die abgeschlossene Reposition oder die Fixationstechniken dieser Situation beschreibt. Der Repositionspfad, der eigentliche Schlüsselschritt der Operation konnte bisher nicht dargestellt oder untersucht werden.

In dieser Arbeit wird untersucht, ob sich Parameter finden und definieren lassen, anhand derer sich eine Reposition reproduzieren und analysieren lässt. Gefundene Parameter werden ausgewertet und mit Parametern anderer, definierter Probandengruppen verglichen. Sind die bestehenden Kurven vergleichbar? Existiert eine Lernkurve?

Material und Methoden:

An Frakturmodellen wurden mit einer Kamera und einem Navigationsgerät Repositionen aufgezeichnet. Es wurden zwei unterschiedliche Modelle mit zwei unterschiedlichen Frakturen untersucht: Die Probandengruppen (5 unerfahrene Studenten und erfahrene Oberärzte bzw. 4 Studenten, Assistenzärzte und Oberärzte) reponieren mehrmals eine Femurschaftfraktur (8 Repositionen) und eine Beckenringfraktur (10 Repositionen), ein speziell hierfür entwickeltes Navigationsprogramm „BestRepo“ zeichnete diese Bewegungen auf. Aus den entstandenen Datensätzen wurden Grafiken und Kurven von verschiedenen Parametern im dreidimensionalen Raum erstellt. Die Repositionswege waren reproduzierbar und konnten dementsprechend bearbeitet werden. Um diese Kurven vergleichen zu können, wurden die Datensätze mithilfe eines neuen Programmes bearbeitet und zeitnormiert dargestellt. Durch das Prinzip der Zeitnormierung wurden so unterschiedlich lange Repositionsmanöver vergleichbar. Aus den reproduzierten und statistisch analysierten Repositionspfaden konnten anhand der Parameter Translation und Reposition in den Achsen X, Y und Z die Bewegungsdaten der jeweiligen Probanden unterschiedlichen Erfahrungsniveaus intra- und interindividuell abgebildet und analysiert werden. Hierzu diente eine eigens in MatLab entwickelte Analyseumgebung. Die einzelnen Kurven wurden mittels Korrelationskoeffizienten verglichen, um eine Vergleichbarkeit der Gruppen zu gewährleisten.

Ergebnisse:

In der Betrachtung der durchgeführten Repositionen, ließ sich insgesamt eine signifikante Abnahme der Versuchsdauer bei allen Probandengruppen feststellen. (Steigung der Repositionsdauer bei den Femurversuchen: -0,043 (P-Wert: 0.001), Steigung der Repositionsdauer der Beckenfrakturen: -0,039 (P-Wert: 0,019). Es konnte so eine Lernkurve beobachtet werden.

Bei signifikanter Korrelation aller Achsen bei Translation und Rotation der Femurreposition [0,8894; 0,9982] waren diese vergleichbar. Auch bei der Betrachtung der Beckenreposition ließen sich signifikante Korrelationen bei Translation und Rotation bestimmen [0,5059; 0,9413].

Sowohl bei der Reposition der Femurfraktur als auch bei der Beckenfraktur ließen sich Schlüsselstellen herausarbeiten.

Vergleichbare Kurven bei Probandengruppen unterschiedlichen Erfahrungsstandes zeigen den hohen Stellenwert von Übung und Training einer bestimmten Aufgabenstellung, aber auch von einem intuitiv durchzuführenden Repositionspfadanteil. Bei ausreichendem Training reponierten alle Probandengruppen auf vergleichbarer Art und Weise.

Schlussfolgerung:

Es konnten die Parameter Translation und Reposition definiert werden anhand derer sich eine Reposition definieren und reproduzieren lässt. Beim Vergleich dieser Parameter konnte bei signifikant korrelierenden Repositionspfaden aller Probandengruppen ein für diese Repositionsaufgabe gültiger mittlerer Repositionsweg definiert werden, mit dem weitere Repositionen abgeglichen wurden. Es wurden zudem Hoch-, Tief- und Wendepunkte beobachtet, die jeweils von allen Probanden durchlaufen wurden. Zusätzlich konnten mit den beiden Parametern Varianz und Abstandsfunktion Aussagen über den Stellenwert der verschiedenen Abschnitte der Repositionspfade und die verschiedenen Probandengruppen getroffen werden. Letztlich ließ sich anhand der Repositionsdauer der unterschiedlichen Probanden eine Lernkurve definieren: Reposition ist erlernbar.

Summary:

The analysis of the reduction of bone fractures has until now been solely based on data acquired at the end of the reduction or has dealt with different fixation techniques. The reduction pathway, the key step in the reduction, was not analyzed until now and remains unknown. This study provides parameters that enable reproducing and analyzing the reduction pathway. These parameters define curves that we compared between groups of doctors with different experience levels. We studied whether and how the resulting paths differed between these groups. We also studied whether there is a learning effect on the reduction pathway curves.

Methods:

The reduction of fractures in artificial bone-models was captured by a camera and a navigation tool. The computer application "Best-Repo" allowed the use and post-processing of the collected data. Two different models with two different fractures were used: a fracture of the femoral bone (8 times) and an acetabular fracture of the pelvic ring (10 times). The different groups of doctors consisted of 5 unexperienced students, and 5 consultants for the femoral fracture and 4 students, 4 interns and 4 consultants for the acetabular fracture. The acquired data was processed and different graphics and curves of several three dimensional parameters were created. The different pathways are now comparable.

To be able to compare these curves in more detail, we normalized the duration of the reduction between study participants (timescale measured in percentage of the original duration; ZS). We compared and analyzed the parameters translation and rotation in the three axes X, Y and Z and highlighted differences and similarities between the different groups and persons.

The correlation coefficient was used to compare the graphs of the different groups.

Results:

Analyzing the different paths of the reduction, we observe a significant decreasing duration of the process with the number of repetitions performed by the individual participants. The duration of the femoral fracture reduction shortened with a slope of -0,043 s/repetition (linear regression, p-value: 0,001) and the duration of the acetabular fracture reduction shortened with a slope of -0,039 s/repetition (linear regression, p-value: 0,019). This shows that reduction durations can be reduced by practice.

We found significant correlations between the curves of different participants for the femoral fracture reduction in the X, Y and the Z-axis [0,8894; 0,9982]. Similarly, we found significant correlations for the acetabular fracture reduction curves [0,5059; 0,9413] in rotation and translation as well.

The similarity in the graphs of groups with different experience show the high influence of training and simulation but point out a certain intuitive part in the reduction as well. If trained, the graphs get more similar.

Conclusion:

We defined the parameters translation and rotation. These define the path of the reduction. It is now possible to reproduce the path of the fracture reduction. The parameters are valid in every experimental group. Comparing the translation and rotation of all participants we did find correlations and it is possible to define an average path for this bone fracture setting. This average path will be matched with further reductions: It is possible to define peaks, lows and turning points that are prerequisite for expert-systems in closed fracture reduction. The additional parameters variance and distance offer supplementary information concerning the place value/status of the different parts of the reduction. Every graph offers the possibility to compare the reduction inter- and intraindividual for both femoral and acetabular fractures. We show that the training has an important influence on reduction duration and variability.

2. Einleitung

Die operative Versorgung von Frakturen des Skelettsystems stellt einen wesentlichen Teil der täglichen unfallchirurgischen Arbeit dar. Obwohl in den letzten Jahren erhebliche Fortschritte in der Frakturversorgung mit dem Ziel der geringeren Invasivität und in optimierten Fixationstechniken erreicht werden konnten, beschäftigen sich nur wenige Untersuchungen mit dem grundlegenden Operationsschritt der Reposition. Bisherige Untersuchungen der Reposition berücksichtigten lediglich den statischen Anteil, das fertige Repositionsergebnis - und verdeutlichen so den hohen Stellenwert einer möglichst optimalen Reposition^[1].

Doch ist der Vorgang der Reposition weit mehr als die abschließende, statische Betrachtung der korrekten Stellung von Fragmenten zueinander. Ein Aspekt, auf den bisherige Untersuchungen praktisch nicht eingehen, ist der Weg, der zurückgelegt werden muss, um dieses Ergebnis zu erreichen.

Als Repositionspfad ist der Weg definiert, den zwei oder mehrere Fragmente zur lückenlosen, möglichst anatomischen Zusammenführung zurücklegen. Da bisher eine reproduzierbare Terminologie und Visualisierung des Repositionsvorganges fehlt, basiert die Wissensvermittlung auf diesem Gebiet auf den traditionellen Methoden der persönlichen Anschauung (Beobachtung und Demonstration von Spezialisten) und der eigenen Praxis („trial and error“) mit allen damit verbundenen individuellen Unterschieden und Nachteilen. Eine Technik, die den eigentlichen Repositionspfad aufzeichnet und diesen dann analysiert, wurde bisher nicht beschrieben^[2].

Es ist deshalb notwendig, die statische Betrachtungsweise um die dynamische Analyse des Repositionsvorgangs selbst zu ergänzen, den Repositionspfad.

Die Analyse der Repositionspfade ist der entscheidende Schlüssel zum Herausarbeiten individueller Unterschiede einzelner Operateure im Repositionsablauf einer Frakturbehandlung und kann somit einerseits als Grundlage zur Optimierung (z.B. im Einsatz von Navigationsgeräten und roboterunterstützter Chirurgie), andererseits als entscheidendes Hilfsmittel in der Wissensvermittlung dienen. Auf dieser Grundlage lassen sich Simulationen und Trainingsszenarios ausarbeiten, wie sie in der laparoskopischen Chirurgie bereits verbreitet sind^[3].

Studien mit Patienten mit speziellen Beckenfrakturen im Hüftgelenkbereich zeigen den hohen Stellenwert einer korrekten, anatomischen Reposition der Fraktur für das Outcome der Patienten^[4]. Die Optimierung des Vorganges der Reposition und eine verbesserte Kontrolle der Reposition durch Computernavigation sind folglich wichtig und erfolgsversprechend.

Grundlage der Analyse ist der vorliegenden Arbeit ist das Prinzip der computerassistierten Chirurgie (CAS). Die intraoperative Navigation wurde in ihren Anfängen in den 90er Jahren hauptsächlich in der Neurochirurgie eingesetzt, weitete ihren Einsatzbereich in den folgenden Jahren jedoch auch unter anderem auf unfallchirurgische Anwendungen aus. Studien ergaben, dass 2003 25% der chirurgischen oder orthopädischen Kliniken mit einem Navigationsgerät ausgerüstet waren^[5].

Ein weiterer Indikator für die stetig zunehmende Bedeutung des computerassistierten Operierens ist die kontinuierlich wachsende Zahl an Veröffentlichungen. Waren es im Jahr 2000 noch 72 Veröffentlichungen in der PubMed-Datenbank, die sich mit dem Thema der Computernavigation in der Chirurgie befassten, nahm die Zahl der Artikel in den folgenden Jahren kontinuierlich zu. Alleine im Jahr 2008 wurden 280 Publikationen zu diesem Themenkomplex veröffentlicht, im Jahr 2013 waren es über 320.

Wurde sie anfänglich praktisch ausschließlich bei Pedikelschrauben in der Wirbelsäulenchirurgie eingesetzt, ist die computerassistierte Chirurgie heute ebenso für Eingriffe an den Extremitäten und am Beckenring zugelassen und etabliert^[6]. Neue experimentelle Studien am Tiermodell geben Hinweise auf den möglichen Stellenwert der roboterassistierten Reposition, besonders im Hinblick auf geringere Gewebstraumatisierung^[7-9]. Weitere Studien zeigen Vorteile durch Vermeidung von Fehlstellungen und eine höhere Genauigkeit durch Computernavigation bei Femurschaftrepositionen in der klinischen Praxis^{[10][11]}. Andere Studien liefern Daten zu den für eine Reposition benötigten Kräften^[12] und bilden zusammen mit den hier vorgestellten Ergebnissen die Basis der computergesteuerten Reposition.

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit konnten zwei Möglichkeiten zur Analyse des Repositionspfades herausgearbeitet werden. Die qualitative visuelle Analyse stützt sich auf die optische und bildgebungsgestützte Information, die quantitativ-mathema-

tische hingegen bedient sich objektivierbarer Messwerte und statistischer Analysemethoden, um die allgemeingültige Art und Weise eines Repositionsweges zu beschreiben. Beide Methoden ergänzen einander.

Ziel der vorliegenden Dissertation war es, basierend auf den in der Biomechanik inzwischen weitverbreiteten dreidimensionalen Messsystemen einfache und komplizierte Frakturen an realitätsnahen Modellen durch Probanden unterschiedlichen Erfahrungsgrades reponieren zu lassen und die Versuche aufzuzeichnen. So wurden während des gesamten Repositionsvorgangs mit hoher Frequenz die Raumkoordinaten der Fragmente aufgezeichnet, um sie einer mathematischen Analyse zugänglich zu machen.

Folgenden Fragen kam hierbei eine zentrale Bedeutung zu und sollten im Rahmen der vorliegenden Arbeit beantwortet werden:

1. Gibt es Parameter anhand derer sich der Vorgang der Reposition analysieren und beurteilen lässt?
2. Ist es möglich, diese Parameter zu vergleichen und qualitativ sowie quantitativ zu bewerten?
3. Lassen sich mithilfe dieser Parameter Aussagen zu Ähnlichkeiten und Unterschieden in Probandengruppen machen?
4. Kann man Anhand des Vergleichs von Repositionspfaden anhand dieser Parameter auf die Erfahrung eines Probanden rückschließen?
5. Gibt es im Rahmen von wiederholten Repositionen eine Lernkurve?

Die Möglichkeit, Repositionspfade mathematisch zugänglich und damit vergleichbar zu machen, stellt einen ersten Schritt dar, um eine große Anzahl Daten, die schon jetzt mit Navigationsgeräten während einer realen Operationssituation gewonnen werden können, jedoch bisher verworfen wurden, zukünftig archivieren und auswerten zu können.

In der vorliegenden Arbeit wurden die Repositionen an Femurschaft- und Beckenringfrakturen untersucht. Beide Frakturtypen gehen häufig mit starken Dislokationen einher. Dies liegt einerseits in der hohen Krafteinwirkung, die nötig ist, um den robusten Femurknochen oder Beckenring zu frakturieren, zum anderen entstehen bei den untersuchten Knochen durch Muskelzüge von größten Muskelgruppen starke Kräfte, welche überdurchschnittlich häufig schwierige

Repositionsmanöver erfordern. Die Inzidenz der Femur- und Beckenfrakturen ist in den letzten Jahren weitgehend konstant geblieben, mit einem leichten Rückgang der Fälle, einhergehend jedoch mit einer Verschiebung hin zu komplizierteren Frakturtypen^[13]. Sind bei den Frakturen des Beckens Verkehrsunfälle die häufigste Frakturursache, so sind bei Frakturen des Femurs in den meisten Fällen nicht mehr Hochrasanztraumata im Rahmen von Verkehrsunfällen ursächlich, sondern Stürze aus großer Höhe als hauptsächliche Verletzungsursache beschrieben^[14]. Die Therapie der Wahl ist bedingt durch die hohe Dislokationstendenz und die hohe Gewalteinwirkung zumeist eine operative, die immer mit einer Reposition der Frakturfragmente einhergeht^[14-16]. Dabei wird zwischen geschlossener und offener Reposition unterschieden, wobei die indirekte, geschlossene Reposition andere Ansprüche stellt und spezielle Techniken vom Operateur erfordert^[17].

3. Material und Methoden

3.1 Modelle

Untersucht wurden zwei verschiedene Frakturen: Die Spiralfaktur des Femurs (AO-Klassifikation 32A2) sowie die transiliosakrale Beckenringfraktur Typ C. Die Femurmodelle besaßen bereits zum Lieferzeitpunkt eine durch den Hersteller standardisiert angebrachte Spiralfaktur (Abb.1).

Für die Versuchsdurchführung wurden möglichst naturgetreue Modelle aus Polyurethane-Kunststoff der Firma Synbone© verwendet. Die Modelle sind bezüglich ihrer Festigkeit und Beschaffenheit mit echtem Knochen vergleichbar^[18,19]. Zusätzlich sind sie von einem straffen Mantel aus Schaumstoff umgeben, der den Widerstand und die Elastizität des natürlichen Weichteil- und Muskelmantels um den Femurknochen ausreichend gut imitiert.

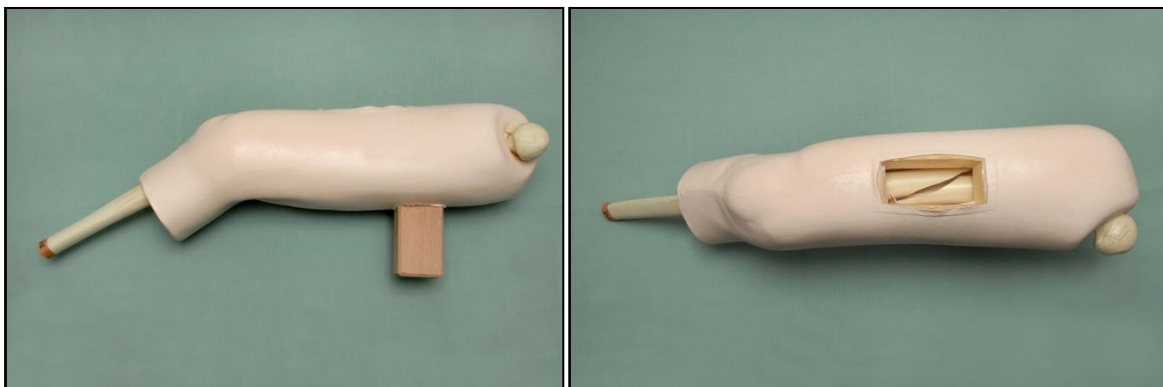


Abb. 1: Femur-Modell im Lieferzustand

Das Beckenmodell umfasste den Beckenknochen sowie den rechten Femurknochen und die Tibia. Das ursprüngliche Modell war nicht frakturiert und wurde in typischer Art und Weise mit einer transiliosakralen und transpubischen Fraktur rechtsseitig präpariert.

3.1.2 Präparation der Modelle

In den Kunststoffmantel des Femurs wurden über den beiden Fragmenten zwei 1,5cm lange Schnitte gesetzt, die den Zugang zum distalen und proximalen Femurfragment ermöglichten. Hier wurde nachfolgend je eine Schanzschraube eingebracht, an denen die proximale (Pdrb) und die distale (Drb) Referenzbasis befestigt werden konnten. Beide Schrauben wurden bikortikal eingebracht und waren somit ausreichend fest an dem Modell fixiert^[20](Abb.2).

Der Oberschenkelknochen wurde an seinem proximalen Ende mithilfe eines am Repositionstisch befestigten Schraubstockes fixiert. Die Fragmente waren über den Schaumstoff-Weichteilmantel miteinander verbunden, die knöcherne Stabilität war aufgehoben.

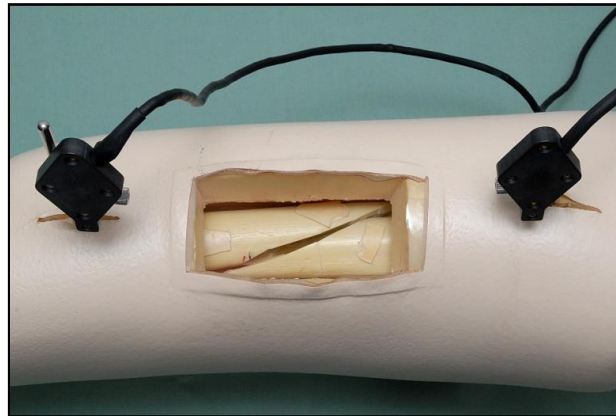


Abb. 2: Femur-Modell mit fixierten Referenzbasen

Am Beckenmodell wurde die transforaminale Beckenringfraktur (Typ C1 nach AO) nachträglich mithilfe einer Osteotomiesäge angebracht. Der Weichteilmantel der linken Seite wurde mit Schaumstoff nachgestellt, sodass es sich auch hierbei um ein realitätsangenähertes, frakturiertes Modell des Beckens handelte.

Die Referenzbasen wurden an die jeweilige Spina iliaca anterosuperior links- wie rechtsseitig angebracht und fest verschraubt. Das Hauptfragment war unbeweglich sakrumseitig über einen Schraubstock am Repositionstisch fixiert, das korrespondierende Fragment ohne knöcherne Verbindung ausschließlich über den Weichteilmantel verbunden (Abb.3).

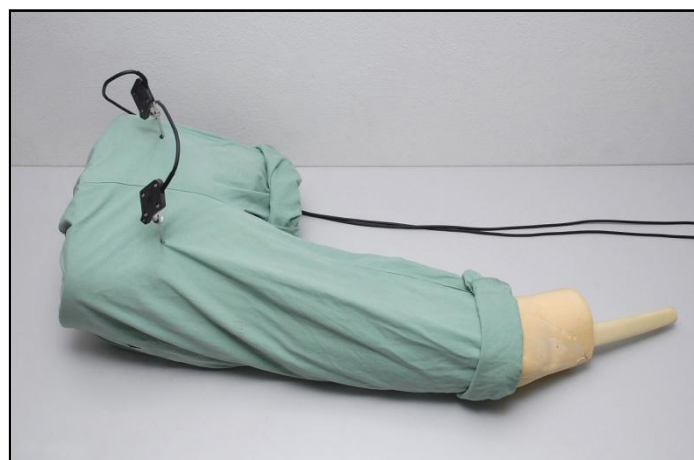


Abb. 3: Weichteilmantel und Referenzbasen

Der definierte Endzustand des Repositionsvorganges wurde einerseits mithilfe farbiger Markierungen angezeigt, andererseits mithilfe eines bifragmentären, transossär über den Frakturspalt geführten Drahtes entsprechend des Feder-Nut-Prinzips standardisiert festgelegt. Ließ sich also nach Ende des Repositionsvorganges der Draht transossär über den Frakturspalt in die längliche Vertiefung (Nut) des gegenüberliegenden Fragmentes einführen, so galt die Reposition als erfolgreich durchgeführt.

3.1.3 Messsystem

Das Messsystem zur Datenakquisition, basierend auf einem System zur computer-assistierten Chirurgie der Firma Medivision© (Praxim©, Grenoble, Frankreich), bestand aus mehreren Komponenten:

3.1.4 Referenzbasis und Kamerasystem

Referenzbasen und Instrumente wurden von der Firma Medivision© hergestellt und sind handelsübliche Werkzeuge für die computerassistierte Chirurgie im medizinischen Bereich^[21]. Sie wurden mit einem Plug-and-Play System an Kamera und Computer gekoppelt. Jeweils 3 Leuchtdioden an Referenzbasis und Instrumenten emittieren Infrarotstrahlen, die vom dazugehörigen Kamerasystem empfangen werden. Das benutzte Kamera-System (Optotrak 3020 optoelectroniclocalizer, Northern Digital Inc. Waterloo, Ontario, Canada) diente zum Erfassen der von den Leuchtdioden der Referenzbasen emittierten Infrarotsignale. So kann die gegenwärtige Position im Raum mittels Triangulation festgestellt werden.



Abb. 4: Kameraeinheit und am Modell fixierte Referenzbasen

3.1.5 Rechnereinheit und Betriebssystem

Der Computer war ein Standard PC mit handelsüblicher Hardware. Das Betriebssystem war ein auf Open-Source basierendes Linux-Betriebssystem (RedHatFedoraCore 3) unter GPL-Lizenz.

3.1.6 Aufzeichnungs-Programm „BestRepo“

Das Programm „BestRepo“ diente der computergenerierten Visualisierung der Reposition sowie der Aufzeichnung und Verarbeitung der aus den Repositionsversuchen gewonnenen Daten.

„BestRepo“ wurde in Zusammenarbeit zwischen der Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie (Universitätsklinik des Saarlandes, Deutschland) und dem M.E.M. Bern (Maurice E. Mueller Institut, Bern, Schweiz) programmiert. Zielsetzung war es, eine Open-Source-basierte Benutzerfläche zur Online-Aufzeichnung und Untersuchung der Bewegungspfade markierter Körper zu programmieren. Die Open-Source-Basis ermöglicht unter anderem eine freie, bedarfsgerechte Modifizierung und Anpassung an neue Fragestellungen und Aufgabenbereiche ohne Gefahr der Abhängigkeit von Lizenzgebern.

Die „BestRepo“-Software basiert auf zwei Komponenten: Navigationssoftware (Intraoperativ) und Nachbearbeitungsanteil. Die Software wurde mit Hilfe des Marvin-Toolkits entwickelt. Marvin ist ein Open-Source Rahmenprogramm, das die Entwicklung von Anwendungen für die medizinische Forschung, insbesondere die bildgesteuerte Therapie ermöglicht.

Marvin-Programme bestehen aus einem oder mehreren Modulen, wobei jedes Modul auf ein spezielles Problem zugeschnitten ist. Die unterschiedlichen Module arbeiten auf der Grundlage dieser Datenbank und erlauben so die Entwicklung von komplexen Anwendungsszenarios^[22].

Alle bei den Repositionsversuchen anfallenden Daten wurden in einer gemeinsamen, zentralen Datenbank gespeichert.

Die Navigationssoftware umfasst fünf zu durchlaufende Arbeitsschritte:

Laden des Oberflächendatensatzes für jedes Fragment:

Von beiden Knochen (Femur und Becken) wurden alle Fragmente mithilfe einer Computertomografie gescannt und als Oberflächendatensatz in die Patientendatenbank des Programmes „BestRepo“ eingespeist. Dies geschah mithilfe

des Menüpunktes „Patient Manager“. Dieses Modul bietet eine einfache Möglichkeit, Dateien in die Datenbank einzulesen und zu betrachten. Die Datenbank ist hierarchisch aufgebaut, mit den jeweiligen Modellen als oberste Instanz. Jedem Patienten konnten einzelne Studien zugeordnet werden, wobei jede Studie beliebig viele individuelle Datensätze besitzen durfte (Abb. 5).

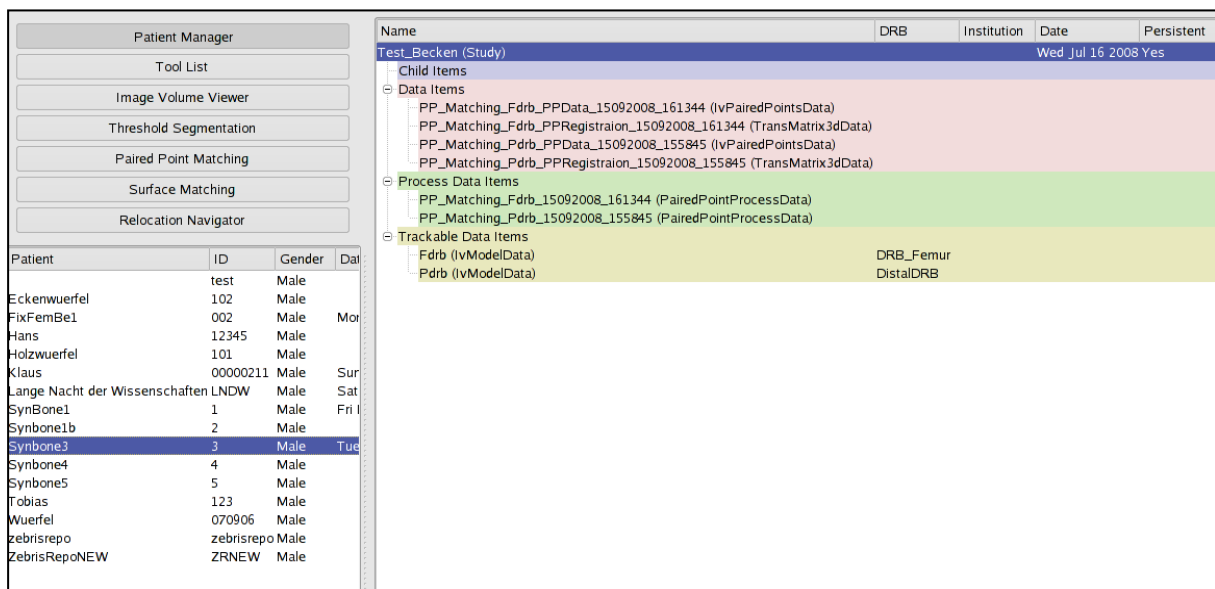


Abb. 5: Auswahl der Datensätze im Patientmanager des „BestRepo“-Programms.

Bestimmung dynamischer Referenzpunkte:

Nachdem die Fragmentmodelldateien in die Datenbank integriert waren, musste jedes Fragment mit seiner dynamischen Referenz korreliert werden. Dies wurde im „Tool-List“-Modul sowie mithilfe zusätzlicher Plug-ins umgesetzt, welche eine logische Verknüpfung zwischen den Sonden (drb, pdrb, Pointer) und der virtuellen Oberfläche herstellen.

Registrierung:

Jedes zu navigierende Fragment musste mithilfe des „Paired-Point“-Matchings registriert werden^[23, 24]. Es werden korrespondierende Punkte in den Fragmenten bestimmt und überprüft. Ab einer errechneten Abweichung des virtuellen vom tatsächlichen (auf dem Knochen liegenden) Punkt von über 1 mm musste das Matching erneut durchgeführt werden. So wurde ein hohes Maß an Übereinstimmung zwischen dem virtuellen Modell und dem Knochenmodell gewährleistet.

Durchführung der Reposition und Datenaufzeichnung:

Das Navigationsmodul ermöglichte einen dreidimensionalen Blick auf die registrierten Fragmente. Während des Repositionsvorganges wurde eine Aufnahmefunktion zugeschaltet, so dass die Bewegungen jedes Fragments mit einer Frequenz von 20 Hz aufgezeichnet und in der Patientendatenbank gespeichert werden konnten. Um die weitere Datenverarbeitung zu vereinfachen, speichert das Programm die Translationsdaten als Rohdaten im ASCII-Format ab.

Nachbearbeitung:

Das „BestRepo“-Programm stellt zusätzlich eine Nachbearbeitungsfunktion bereit. Der Untersucher konnte hier anhand von anatomischen Punkten frei auf der Oberfläche Landmarken definieren. Jederzeit konnten von diesen Landmarken für den gesamten Vorgang der Repositionspfadbeschreibung sämtliche Bewegungsdaten ausgelesen werden. Alle Landmarken standen in unterschiedlichen Koordinatensystemen zur Verfügung (Kamerakoordinatensystem und Koordinatensysteme der jeweiligen Referenzbasen). Für die Reproduzierbarkeit verfügt „BestRepo“ über eine videorekorderähnliche Funktionalität (Abb.6). So konnte eine einmal durchgeführte Reposition beliebig oft reproduziert werden.

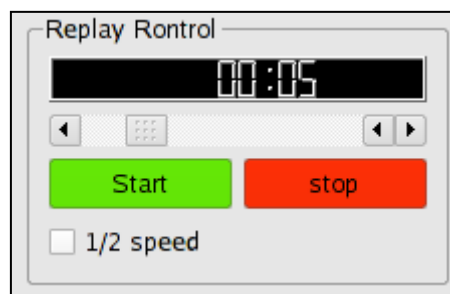


Abb. 6: Die Video-Funktion

3.2 Datenaufbereitung

3.2.1. CT-Datensatz und Aufbereitung des Datensatzes

Die frakturierten Synbone Femur-Modelle wurden mittels Computertomographie (Klinik für Radiologie, Universitätsklinikum des Saarlandes) in 3 mm Schichtdicke aufgenommen und zu einem DICOM-Datensatz zusammengefasst. Zum Segmentieren der CT-Schichten und Bearbeiten der Datensätze wurde das Programm Amira®(Visage Imaging Inc., Carlsbad, CA, USA) der Version 3.1 benutzt.

Amira ist ein 3D-Visualisierungs und Modellierungsprogramm. Es stellt ein Modul zur Verfügung, welches die Segmentierung von 3D-Datensätzen ermöglicht. Es bietet zusätzlich eine große Bandbreite an unterschiedlichsten manuellen und automatischen Segmentierungswerkzeugen im Rahmen der Nachbearbeitung des generierten Modells.

Für die vorliegende Arbeit wurden das „magic-wand-tool“ und der „Pinsel“ benutzt. Diese Werkzeuge können sowohl zwei- als auch dreidimensional benutzt werden und ermöglichen die Auswahl von Strukturen anhand der Graustufen des ursprünglichen Materials. Die knöchernen Anteile der Polyethylenmodelle wurden in einem relativen Graubereich von -600 bis +160 von der Kunststoffhülle segmentiert und als isolierter Datensatz gespeichert.

Sind die gewünschten Teile aus einem 3D-Datensatz segmentiert, kann Amira ein entsprechendes polygonales Oberflächenmodell erstellen (.surf-Datensatz) (Abb.7).

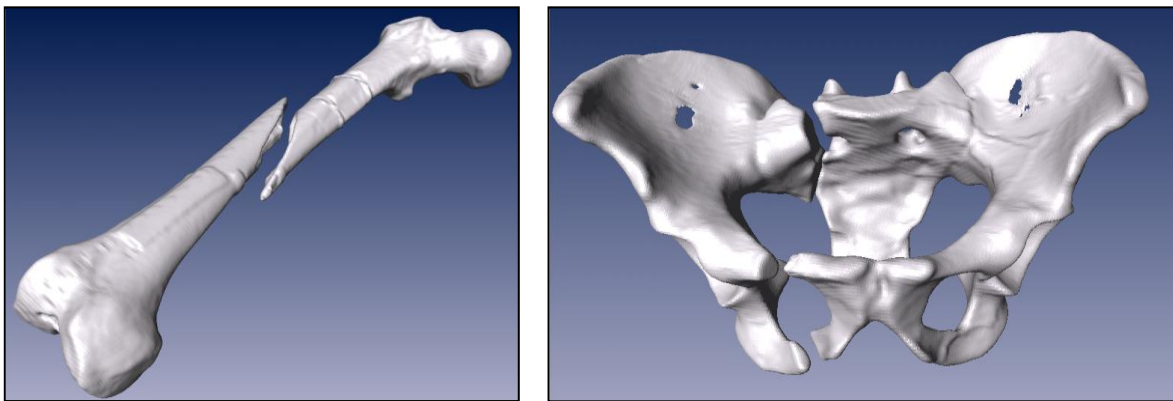


Abb. 7: *Darstellung der Femur- und Becken-Oberfläche als .surf-Datei, erstellt aus einem CT-Datensatz mit erkennbarem Frakturlinienverlauf*

Die Oberflächenvereinfachung wurde benutzt, um die Anzahl der Dreiecke in einem Oberflächenmodell gemäß eines vom Benutzer gewählten Wertes herunterzurechnen. Um die reibungslose Be- und Verarbeitung der Daten zu gewährleisten, wurden die Oberflächenmodelle standardisiert auf 100.000 Dreiecke reduziert (Abb. 8). So konnten Modelle deutlich geringeren Datenumfanges erstellt werden und mit deutlich geringerem Rechenaufwand einer Weiterverarbeitung zugeführt werden. Die Reduktion der Oberflächenanteile führte nicht zum Verlust der anatomischen Informationsdichte. Die Qualität des entstehenden Oberflächennetzes konnte vom Nutzer kontrolliert und bearbeitet werden. Der Export des

Oberflächendatensatzes erfolgte als open-inventor-Datensatz (.iv). Dieser Datensatz konnte dann in das Programm BestRepo importiert werden.

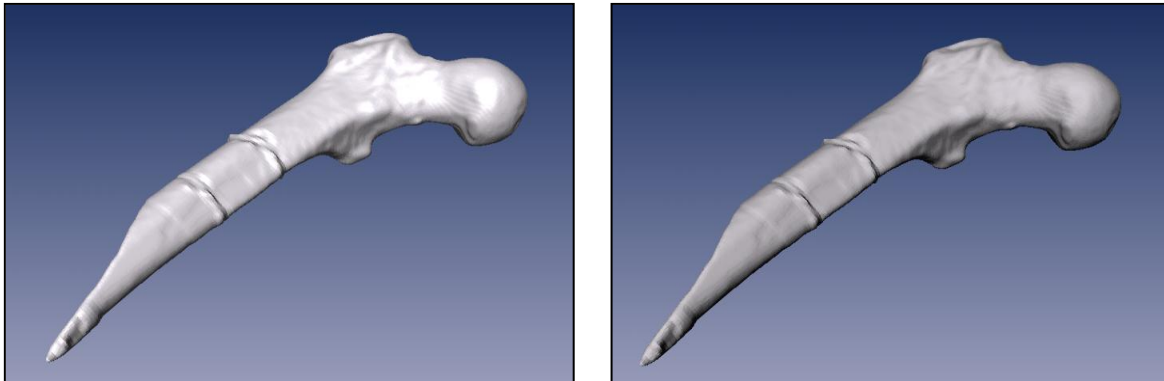


Abb. 8: Oberfläche des proximalen Femur-Fragmentes vor (links) und nach (rechts) der Reduktion auf 100.000 Dreiecke

3.3 Versuchsdurchführung

3.3.1 Repositionsaufgabe

Femur:

Die Probanden erhielten die Aufgabe, die bestehende Fraktur des Femurs mit definierter Dislokation der Fragmente bestmöglich zu reponieren. Es wurden je Proband mindestens 7 Repositionen durchgeführt. Nach Erreichen des definierten Endzustandes, der die möglichst optimale Reposition darstellt, erfolgte der Stopp der Aufzeichnung (Abb. 9).

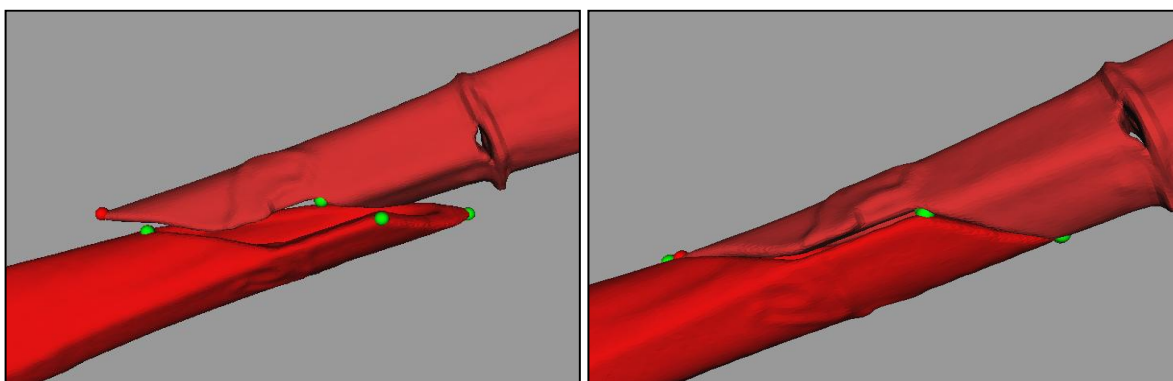


Abb. 9: Die Repositionsaufgabe, eine Femurschaftfraktur 32A2 nach AO, vor (links) und nach (rechts) der Durchführung durch den Probanden

Mithilfe von Markierungen am Modell-Knochen wurde eine standardisierte Ausgangssituation der Repositionsaufgabe gewährleistet. In analoger Weise erfolgte

die eindeutige Markierung des definierten Endzustandes der Repositionsaufgabe. Vor jedem erneuten Repositionsversuch wurden die Fragmente wieder in die ursprüngliche Ausgangsposition zurückgeführt.

Becken:

In einem zweiten Schritt erfolgte die Reposition einer Beckenfraktur. Diese war von jedem Probanden insgesamt 10mal zu reponieren. Bei Erreichen des reponierten, markierten Endzustandes wurde die Aufzeichnung angehalten.

Mittels „BestRepo“ wurden die Repositionsvorgänge aufgezeichnet und gespeichert. Um im Bereich des Beckens eine möglichst realitätsnahe Situation zu simulieren, erfolgte die Verifizierung des optimalen Repositionsergebnisses standardisiert mithilfe eines transiliosakral vorgebohrten Spickdrahtes (s. Abschnitt 3.1.2, Seite 14). Bei subjektiv erfolgreicher Reposition wurde mithilfe des Spickdrahtes das Repositionsergebnis überprüft. War der Spickdraht nicht vorzuschieben, entsprach dies einer unter Röntgenkontrolle unzureichend reponierten Fraktur, die eine erneute Korrektur der Reposition notwendig machte. Der Toleranzbereich der intraoperativen korrekten Reposition wurde durch die Wahl des kleineren Durchmessers des Drahtes im Verhältnis zum Kanal gewährleistet.

3.3.2 Probandenkollektiv

Für die Reposition des Femurs wurden 9 Probanden ausgewählt. 5 unerfahrene Studenten (klinischer Abschnitt des Medizinstudiums ohne Erfahrung im operativen Bereich) und 4 erfahrene Operateure (Oberärzte der Universitätsklinik des Saarlandes mit mehrjähriger Erfahrung im operativen Bereich) führten insgesamt 7 Durchgänge durch.

Die Reposition des Beckens wurde von insgesamt 12 Probanden (4 Studenten, 4 Assistenzärzte mit Erfahrung im operativen Bereich und 4 Oberärzte) durchgeführt, die die vorgegebene Repositionsaufgabe in jeweils 10 Durchgängen lösen sollten.

3.3.3 Repositionsdurchführung

Femur:

Mit dem „BestRepo“-Programm wurde die Kamera aktiviert und die beiden Sonden erfasst. Gemäß der Funktion des Paired-Point-Matchings wurden für jedes Fragment einheitlich drei charakteristische Punkte markiert. Dies ermöglichte dem Programm

mittels von außen mit einem Pointer festgelegten Punkten die Lage des Knochens im Raum zu definieren und darzustellen.

Im distalen Fragment waren alle Landmarken inmitten der Frakturzone angebracht. Im proximalen Fragment wurden die drei hierzu korrespondierenden Punkte der Frakturzone definiert (Abb. 10). Vor Durchführung jedes Versuchsdurchganges erfolgte eine Überprüfung der Genauigkeit. Bei einer Abweichung der Genauigkeit von mehr als 1 mm musste die Registrierung („Paired-Point-Matching“) erneut durchgeführt werden. So konnte sichergestellt werden, dass das Programm „Best-Repo“ jederzeit ein äußerst reales Abbild widerspiegelt.

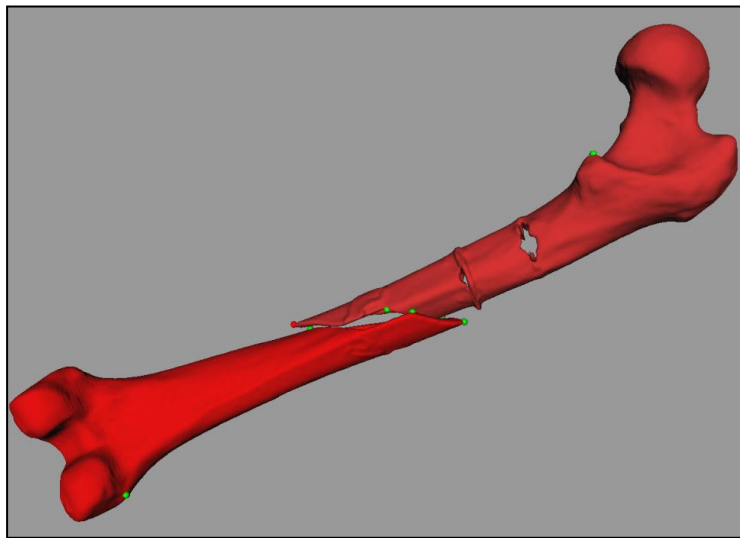


Abb. 10: *Darstellung des Femurs mit den jeweils 6 korrespondierenden Landmarken (grüne Punkte) innerhalb der Frakturzone*

Becken:

Die Aufgabenstellung sowie die Kontrolle des Fortschrittes der Reposition durch den Probanden erfolgte ausschließlich über die dreidimensionale Darstellung der beiden Beckenfragmente auf dem Bildschirm (Abb. 11), die Reposition erfolgte also minimalinvasiv und ohne direkten Blick auf das anatomische Präparat.

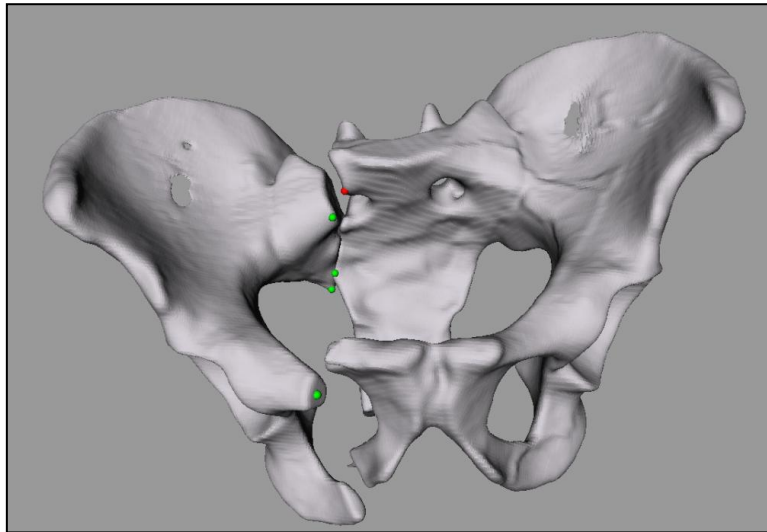


Abb. 11: *Darstellung des Beckens mit den 6 korrespondierenden Landmarken in der Frakturzone*

Die Landmarken wurden exportiert und ihre Bewegungsdaten für jeden Untersucher und jeden Repositionspfad exportiert sowie gespeichert.

Fehlerhafte Aufzeichnungen durch Verdeckung der Kamerasicht auf die Sonden durch den Operateur führten zu einer notwendigen Wiederholung der Repositionsaufgabe. So konnte sichergestellt werden, dass ausschließlich komplette Datensätze vorlagen.

3.4 Analyse und Auswertung

3.4.1 Quantitative Auswertung

Das zur mathematisch-statistischen Auswertung notwendige Programm wurde den Anforderungen entsprechend unter der Programmierumgebung MATLAB® (Version 2008a, Mathworks Inc., Natick, MA, USA)^[25] in Zusammenarbeit mit dem Lehrstuhl für angewandte Ingenieurwissenschaftender FH Kaiserslautern programmiert sowie angepasst und ermöglichte die grafische Darstellung, den Vergleich sowie die statistische Auswertung der akquirierten Datenmengen. MATLAB® ist ein interaktives, äußerst leistungsfähiges und universelles Entwicklungssystem zur Erstellung von Programmen für technisch-naturwissenschaftliche Problemstellungen. Es stellt ein Hilfsmittel zu der Berechnung, Visualisierung und Simulation dar und hat sich in Forschung und Industrie weltweit als Standard durchgesetzt^[25]. Seine

Grunddatenelemente sind Matrizen. Matrizen dienen in der Mathematik zur Darstellung linearer Gleichungssysteme, die insbesondere im Zusammenhang mit der mathematischen Beschreibung technischer Systeme auftreten.

So wurde eine Arbeitsoberfläche gestaltet, mit der die analysierten Repositionen ausgewählt und in der Folge verglichen werden konnten. Aus den in einer Datenbank hinterlegten Daten erzeugte das Programm Grafiken und Diagramme, die die Ergebnisse der Analyse visualisierten.

3.4.1.1 Auswertung der Translation

Die Translationsdaten des variablen Femurfragments wurden im Kamera-Koordinatensystem berechnet. Gleiche oder sehr ähnliche Pfadbeschreibungen können aufgrund unterschiedlich rascher Versuchsdurchführung verzerrt dargestellt werden, obgleich sie tatsächlich nach Relativierung der zeitlichen Komponente sehr vergleichbar sein können. Um eine bessere Vergleichbarkeit der Repositionspfade unterschiedlicher zeitlicher Durchführung der Probanden in der vorliegenden Untersuchung zu gewährleisten, wurde der dynamische Repositionsvorgang unter Relativierung der Zeit auf eine 100%-Zeit-Skala umgerechnet.

3.4.1.2 Auswertung der Rotation

Ein weiterer Parameter zur Beschreibung des Repositionsvorganges war die Rotation des distalen Fragmentes des Oberschenkelknochens im Kamera-Koordinatensystem. Die Dauer wurde ebenfalls auf eine prozentuale Zeit-Skala (ZS) übertragen. Es handelt sich um drei Winkel, welche jeweils eine Drehung (Rotation) um bestimmte Achsen beschreiben und so eine Transformation zwischen zwei (kartesischen) Koordinatensystemen dem Laborsystem (Kamera) und dem körperfesten System (knöchernes Fragment) definieren. Diese Eulerwinkel sind eine Möglichkeit zur Beschreibung der Orientierung (Winkellage) des knöchernen Objektes im dreidimensionalen Raum.

3.4.2 Statistische Auswertung

Die Daten wurden jeweils zu diskreten Zeitpunkten t_k ($k = 0, 1, \dots, K$) erfasst. Es wurden die Kurven $x_i(t_k)$, $y_i(t_k)$, $z_i(t_k)$ ($k = 0, 1, \dots, K$) über der Zeit aufgetragen. Die Versuche wurden von jedem Untersucher mehrfach durchgeführt, weshalb die einzelnen Funktionen zur Unterscheidung mit den Indizes i gekennzeichnet sind.

Aus den Kurven der einzelnen Untersucher wurde dann durch Mittelwertbildung ein durchschnittlicher Bewegungsverlauf pro Untersucher (gemittelter, untersucherspezifischer Repositionspfad) berechnet. Im Falle der x-Koordinate ergibt sich beispielsweise die zeitabhängige Mittelwertfunktion (Abb. 12).

$$\bar{x}(t_k) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i(t_k), (k = 0, 1, \dots, K)$$

Abb. 12: Beispielhaft dargestellt: zeitabhängige Mittelwertfunktion der x-Koordinate

Entsprechendes gilt für die y- und z-Koordinaten.

3.4.2.1 Die Abstandsfunktion

Die durchschnittlichen Bewegungsverläufe (Repositionspfade) wurden als Kurven dargestellt. Zusätzlich wurden diese Kurven mittels so genannter interpolierender kubischer Spline-Funktionen geglättet^[26]. Spline-Funktionen sind Kurven geringster Krümmung. Es darf davon ausgegangen werden, dass eine Bewegung entlang dieser geglätteten Kurven für den Operator den geringsten Kraftaufwand bedeutet. Zusätzlich ist die durchschnittliche Abweichung der Translationen von der Durchschnittskurve über der Zeit angegeben. Zu einem beliebigen Zeitpunkt t_k ist der Abstand zwischen einer Einzelkurve und der Durchschnittskurve wie folgt definiert (Abb. 13).

$$d_i(t_k) = \sqrt{(x_i(t_k) - \bar{x}(t_k))^2 + (y_i(t_k) - \bar{y}(t_k))^2 + (z_i(t_k) - \bar{z}(t_k))^2}$$

Abb. 13: Abstandsfunktion für den beliebigen Zeitpunkt t_k

Hier bedeuten $x_i(t_k), y_i(t_k), z_i(t_k)$ die Koordinaten der Einzelkurven zum Zeitpunkt t_k und $\bar{x}(t_k), \bar{y}(t_k), \bar{z}(t_k)$ die Koordinaten der Durchschnittskurve zum gleichen Zeitpunkt.

Die durchschnittliche Abweichung lautet damit zum Zeitpunkt t_k

$$\bar{d}(t_k) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n d_i(t_k)$$

Hiermit erhält man die durchschnittlichen Abweichungen als Funktion der Zeit

$$\bar{d}(t_k), (k = 0, 1, \dots, K)$$

Diese Funktion entspricht in den einzelnen Zeitpunkten in etwa einer Standardabweichung. Da der Operateur wichtige Punkte im Bewegungsverlauf besonders präzise ansteuern wird, kann die Funktion zur Erkennung wichtiger zu durchfahrender Punkte herangezogen werden. Derartige Punkte zeichnen sich dadurch aus, dass dort $\bar{d}(t_k) \approx 0$ gilt, die Abstandsfunktion der Kurve von der als optimal angesehenen Kurve gegen Null tendiert.

3.4.2.2 GraphPadPrism

Die durch die verschiedenen Analyse-Algorithmen gewonnenen Daten wurden zusätzlich in das statistische Programm GraphPadPrism© importiert und in unterschiedlichen Grafiken dargestellt.

3.4.2.3 Berechnung des Korrelationskoeffizienten

Mit dem nicht parametrischen Spearman-Row-Test wurde bei einem 95% Konfidenzintervall der Korrelationskoeffizient errechnet und der p-Wert bestimmt (Signifikanzniveau $p < 0,05$)^[27]. So sollte ein signifikanter Unterschied der jeweiligen Repositionspfade unterschiedlicher Untersucher dargestellt oder widerlegt werden. Bei einer signifikanten Korrelation zwischen den gemittelten Kurven kann also von einem annähernd gleichen Repositionsweg ausgegangen werden. Es ist möglich die gemittelten Kurven zu vergleichen.

3.4.2.4 Auswertung der Versuchsdauer

Um eine Aussage über die zeitliche Entwicklung der Repositionsgüte der jeweiligen Probanden im Rahmen nachfolgend durchgeführter Repositionsversuche treffen zu können, wurde die Dauer der Reposition aufgetragen. Zusätzlich erfolgte auch hier die Darstellung der Grafiken mithilfe Mittelwert und Standardabweichung.

An diese relative Repositionsdauer wurde per linearer, robuster Regression eine Gerade zur Beurteilung der Steigung - Abnahme, Beständigkeit oder Zunahme der Zeitachse im Verlauf der wiederholten Repositionsversuche - angepasst.

4. Ergebnisse

4.1 Auswertung der Femur Versuche

4.1.1 Auswertung der Zeit

Für jeden Untersucher wurde die Zeit gemäß Tabelle 1 des Tabellenanhanges gemessen. Studenten und Oberärzte wurden in je einer Gruppe zusammengefasst und der Median der Versuchsdauer berechnet. Das Anlegen einer Regressionsgeraden zeigt bei einer Steigung von $-0,043$ (p -Wert $0,001$) eine signifikante Abnahme der Repositionsdauer.

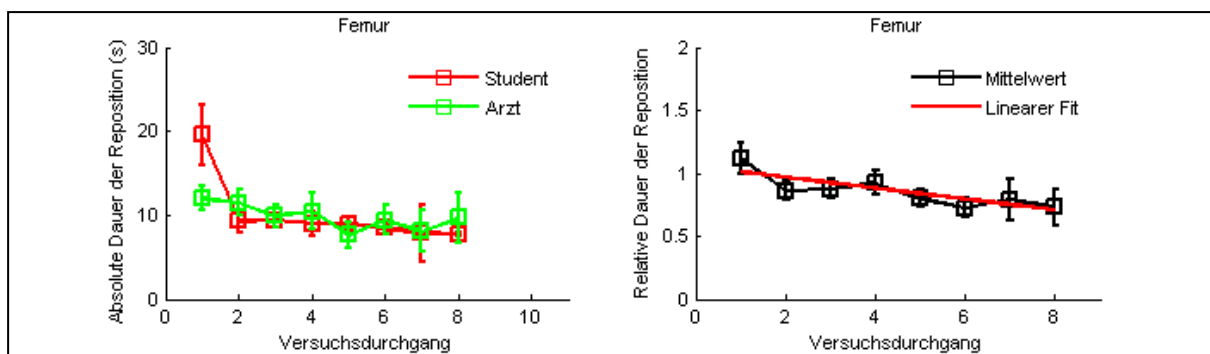


Abb. 14: Darstellung der Versuchsgruppen im Vergleich (links) und gemittelt mit angelegter Regressionsgrade (rechts)

4.1.2 Auswertung der Translation

4.1.2.1 Studenten

Aus den Translationskurven der verschiedenen Repositionsdurchführungen der Femurfraktur eines jeden Studenten wurde eine durchschnittliche Translationskurve für jeden Studenten errechnet. Für jeden Studenten ergaben sich somit 3 Translationskurven, nämlich eine für jede der drei Achsen des Koordinatensystems x , y und z , die vergleichend nebeneinander dargestellt wurden (Abb. 15).

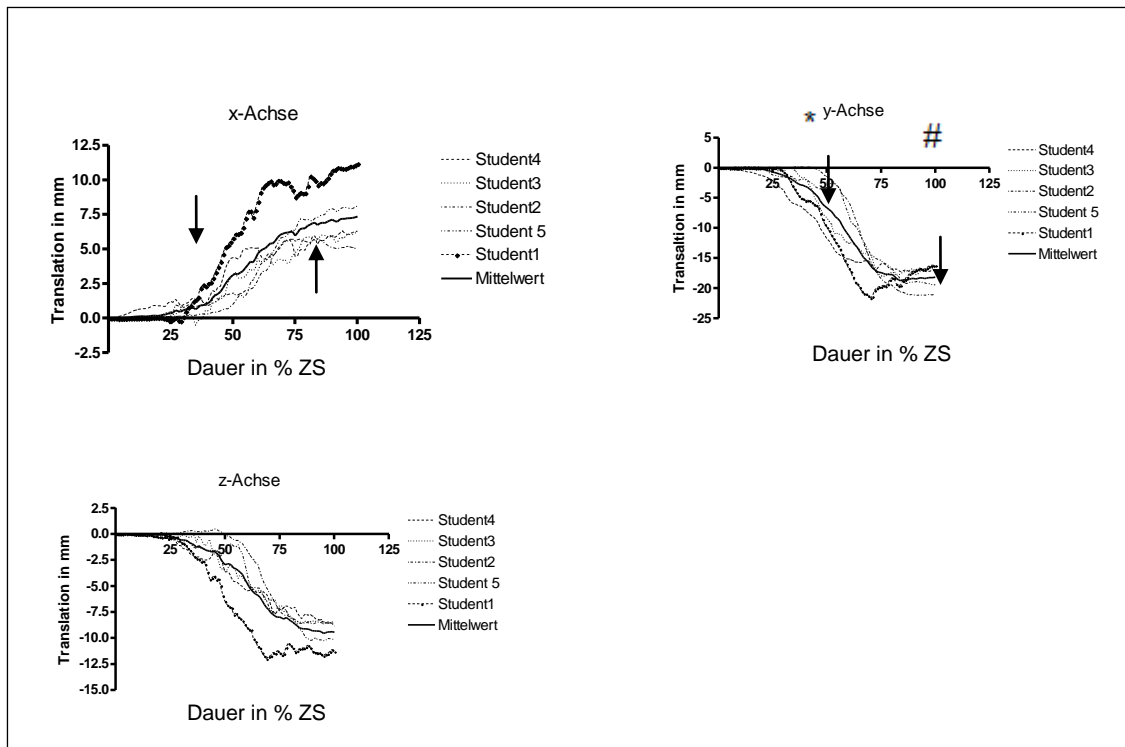


Abb. 15: Die durchschnittlichen Translationskurven der Studenten in den 3 Achsen des Koordinatensystems.

Die Kurve der x-Achse steigt auf 7,18mm bei 96% an. Hier ist bei 34% und 76% Zeitskala (ZS) ein Wendepunkt (\downarrow) zu erkennen.

In der y-Achse ist bei allen Probanden ein negativer Trend zu erkennen, die Durchschnittskurve sinkt im Zeitintervall zwischen 34% und 76% ZS im Mittel von -1,9mm bis -17,4mm.

Ein Wendepunkt am Maximum der y-Kurve ist bei 34% (\downarrow^*) der Zeit zu finden, ein Wendepunkt mit Minimum bei 77%(\downarrow).

Die Translationsbewegung in der z-Achse zeigt bei allen Probanden über die Zeit weitgehend einen negativen Trend. Die Kurve bewegt sich vom Nullpunkt bei 1% zu -9.5 mm bei 96% Zeitskala (ZS).

In einem weiteren Schritt wurde nun für die Translationskurven dieser Probandengruppe eine Abstandsfunktion zur mittleren Repositionskurve dieser Gruppe errechnet (Abb. 16).

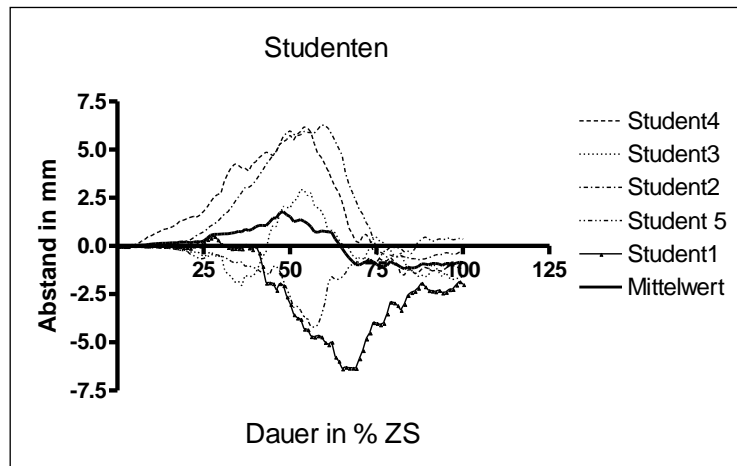


Abb. 16: Die Abstandsfunktion der Translation der durchschnittlichen Repositionskurve der Studenten

Der größte Abstand der Durchschnittskurve der Probandengruppe der Studenten findet sich bei 49% Zeitskala und beträgt 2,2mm.

4.1.2.2 Oberärzte

Die Repositionskurven der Oberarzt-Probandengruppe wurden für jeden Operateur hinsichtlich der Translationsbewegung in den drei Achsen des Koordinatensystems gemittelt und nachfolgend vergleichend nebeneinander gestellt (Abb. 17).

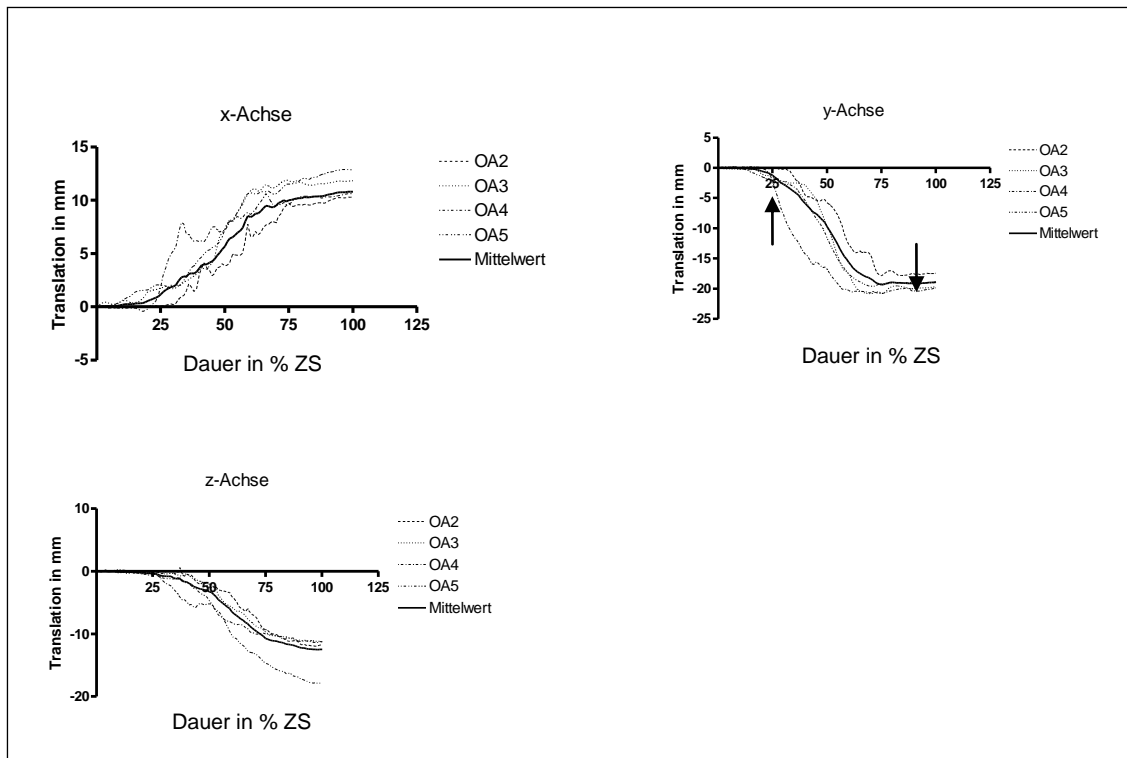


Abb. 17: Die gemittelten Translationsbewegungen der Oberärzte, dargestellt in den Achsen x, y und z

Alle Oberärzte durchfahren einen sehr ähnlichen Repositionspfad.

Betrachtet man die x-Achse so ergibt sich ein positiver Trend bis zu 10,7 mm bei 96% Zeitskala. Die Translationskurve in der y-Achse sinkt auf -19 mm (96% ZS) mit einem negativen Trend. Wendepunkte der Kurve sind bei 8% ZS und bei 75% ZS vorzufinden.

In der z-Achse findet die Bewegung dem Nullpunkt bei 1% und -12,4 mm bei 96% statt.

Im nächsten Schritt wurden die errechneten Translationskurven in einer Abstandsfunktion der mittleren Translationskurve dieser Gruppe gegenübergestellt (Abb. 18).

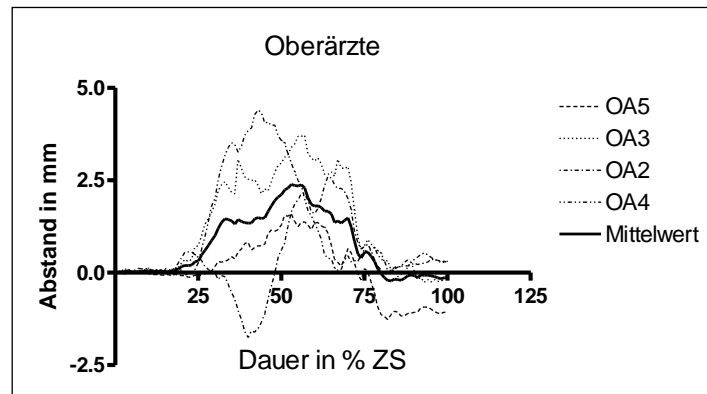


Abb. 18: *Abstandsfunktion im Repositionsversuch für die Gruppe der Oberärzte, Translationen*

Die Abstandsfunktion ist mit einem Höchstwert von 2,4mm bei 57% ZS und den beiden Tiefpunkten von -0,2mm (83% ZS) und 0mm (1% ZS) sehr konstant. Die maximale Differenz beträgt 2,6mm.

4.1.2.3 Vergleiche zwischen den Gruppen

Hauptsächliche Parameter zum Vergleich zwischen beiden Gruppen waren die gemittelten Repositionspfade (Translationskurven), die Abstandsfunktion sowie die Darstellung der Varianz.

Die beiden Probandengruppen Studenten und Oberärzte wurden gegenübergestellt und hinsichtlich ihrer jeweiligen gruppenspezifischen, gemittelten Translationsbewegung in den drei Achsen x, y und z verglichen (Abb. 19).

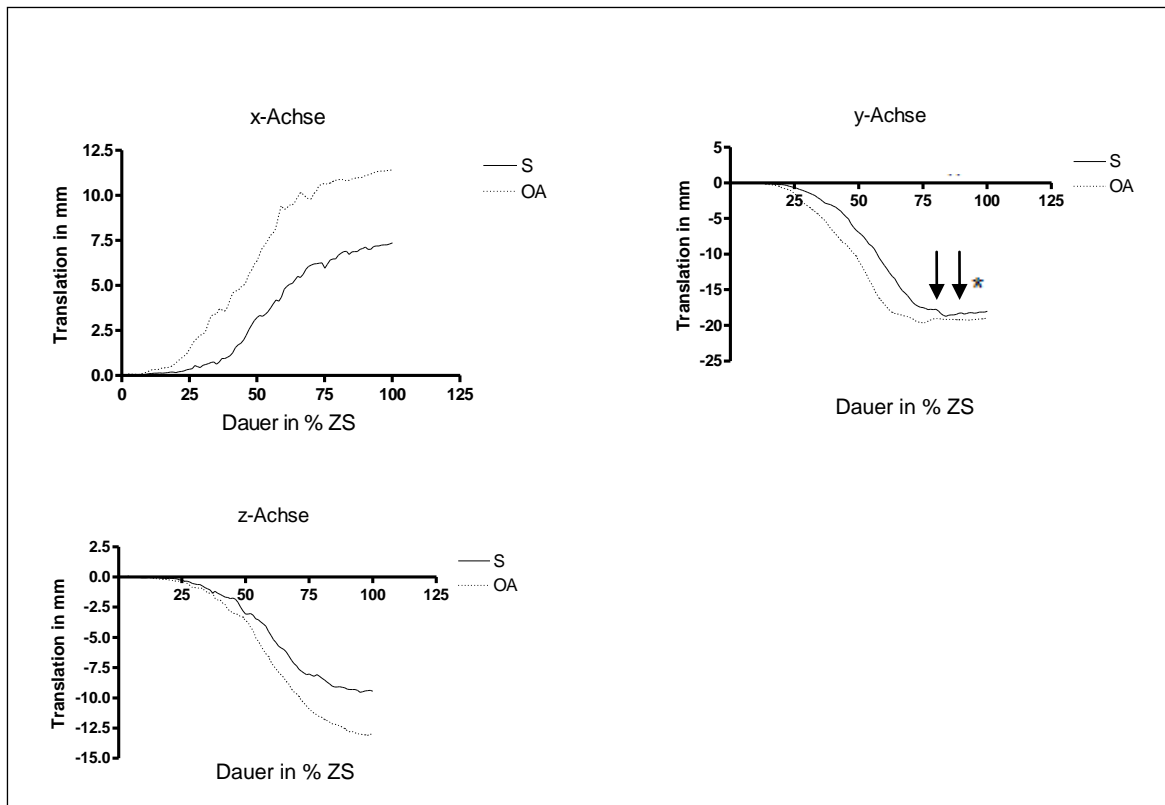


Abb. 19: Die gemittelte Translationsbewegung der zwei Gruppen Studenten und Oberärzte

Die mittleren Translationskurven beider Kollektive verhalten sich gleichsinnig. In beiden Kurven ist der schnellste Anstieg zwischen 40% und 75% ZS zu erkennen, wobei der Anstieg der studentischen Gruppe mit 7,3mm insgesamt 3,2mm geringer ausfällt als in der Gruppe der Oberärzte.

In der y-Achse ähnelt sich deutlich die Spannweite beider Kurven (20mm in der Gruppe der Studenten gegenüber 19mm bei den Oberärzten). In beiden Kurven sind um 76% ZS (Wendepunkte bei 77% ZS bei den Studenten(\downarrow^*) und bei 75% bei den Oberärzten(\downarrow)) Wendepunkte erkennbar.

In der z-Achse ist die Kurve der Oberärzte etwas steiler, ihr Maximum liegt bei -13,0mm (96% ZS), das der Studenten bei -9,5mm (96% ZS).

Es wurde die Varianz der Translationsbewegung aller drei Ebenen in Bezug auf eine aus den Repositionskurven aller Probanden ermittelten Durchschnittskurve errechnet und grafisch dargestellt (Abb. 20).

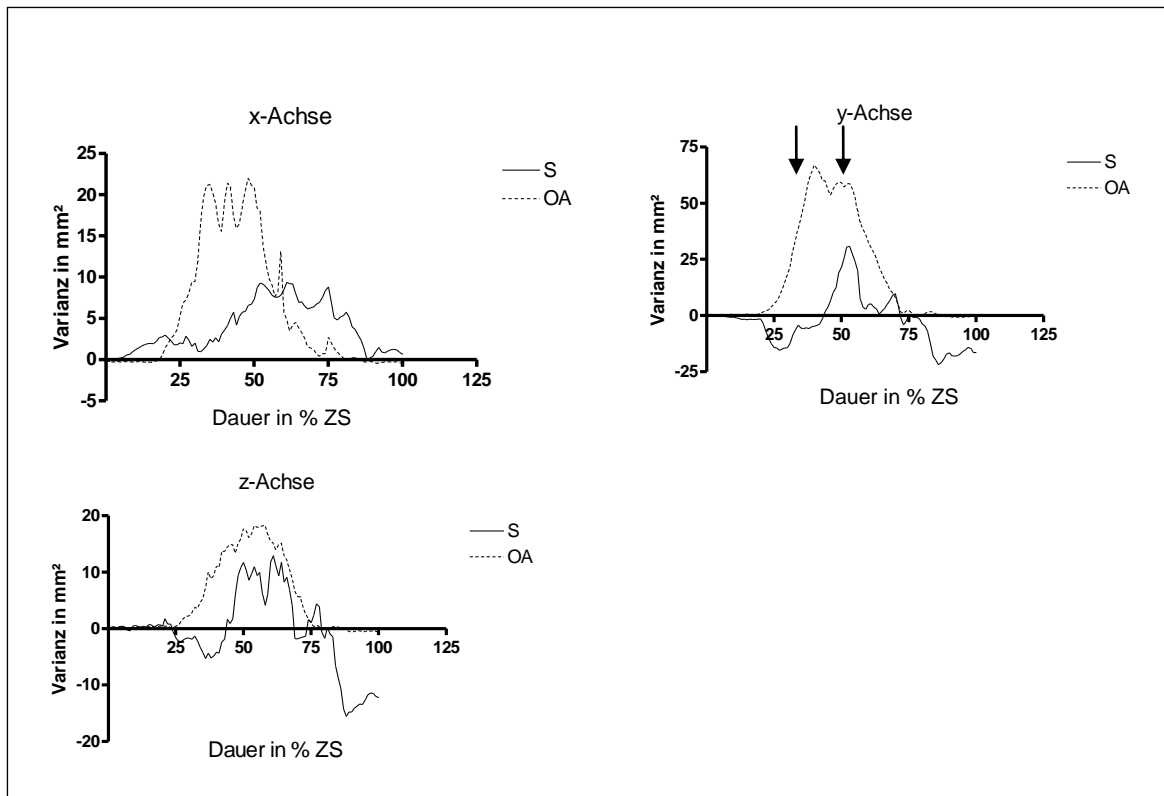


Abb. 20: Die Varianz der gemittelten Translationsbewegung der beiden Gruppen

Auffällig in allen drei Achsen des Kamerakoordinatensystems ist die deutlich geringere Varianz der Kurve der Oberärzte. Zwischen 1% und 25% sowie zwischen 75% und 100% ZS beträgt die Varianz nahezu Null. Stärkste Abweichungen finden sich zwischen 25% und 27%, vorwiegend um 50% ZS herum (\downarrow). Die Kurve der Varianz der Gruppe der Oberärzte ist generell deutlich höher, aber auch hier ist in der zeitlichen Mitte der Kurve über allen 3 Achsen die größte Varianz zu verzeichnen.

Die Abstandsfunktion als kombiniertes Streumaß zeigte sich bei der Gruppe der Oberärzte vergleichbar (Höchstwert: -1,509 bei 92% ZS) wie in der Gruppe der Studenten (Höchstwert 1,144 mm bei 54% ZS).

4.1.3 Auswertung der Rotation

4.1.3.1 Studenten

Die durchschnittlichen Repositionspfade der einzelnen Studenten wurden hinsichtlich der Rotation für jeden Studenten aus den 7 aufgezeichneten Kurven errechnet und

vergleichend dargestellt (Abb.21). Es wurden alle drei Achsen des Koordinatensystems betrachtet.

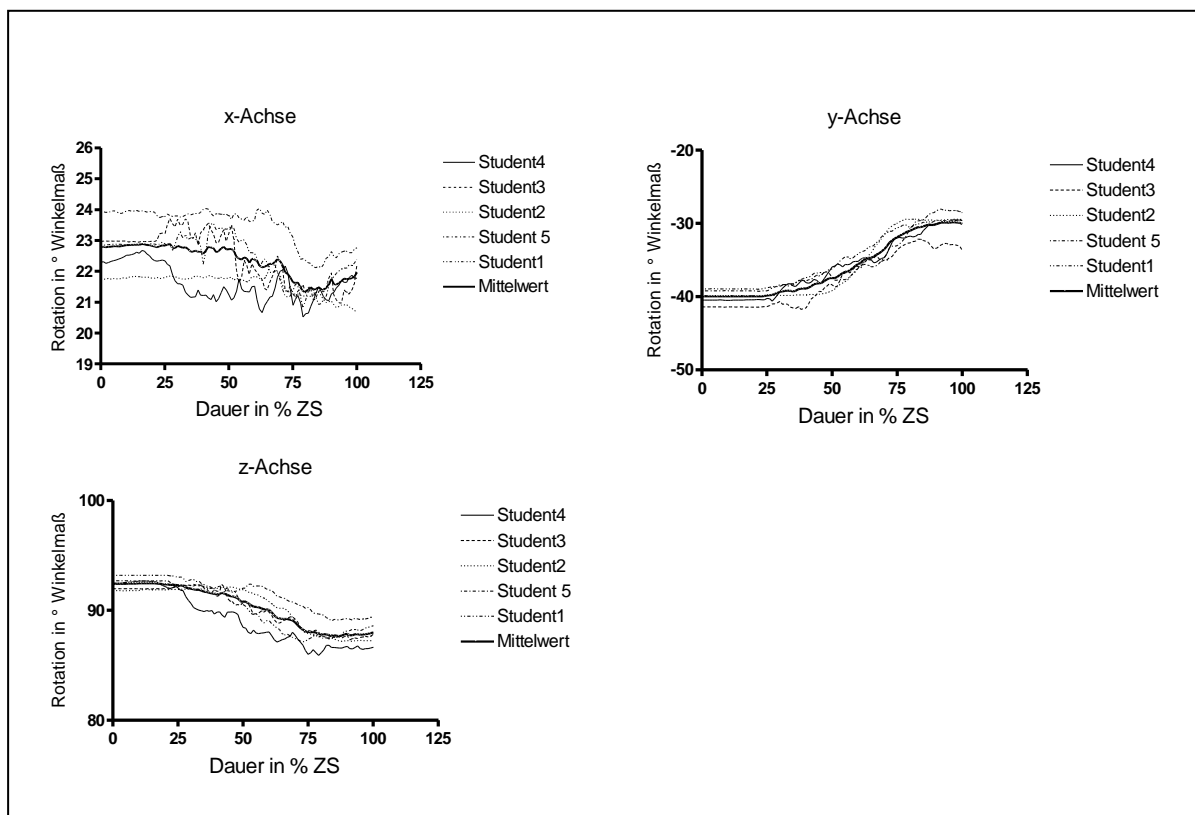


Abb. 21: Die durchschnittliche Rotation in den drei Achsen x, y und z der Reposition des Femurs aller Studenten im Vergleich

In der x-Achse des Koordinatensystems begann die Rotation (1% ZS) bei einem Winkel von 22,8° und endete bei 21,8° (100% ZS). Der Punkt der größten Rotation war bei 28% ZS zu finden und betrug 22,9°. Der tiefste Punkt lag bei 21,4° bei 81% der Zeitskala.

In der y-Achse fanden sich bei 39%, 50% und 85% Wendepunkte. Die Kurve hatte bei positivem Trend eine Wertespannweite von -39,95° bei 1% bis -29,9° bei 100% ZS, wobei diese beiden Zeitpunkte zugleich auch den tiefsten und den höchsten Punkt der Kurve markierten.

In der z-Achse sanken die Winkelgrade von 92,4° bei 1% ZS auf 87,9° bei 100%. Höchster Punkt der Kurve war bei 17% ZS mit einem Wert von 92,5° zu finden, der tiefste Punkt lag bei 88% und betrug 87,7°. Wendepunkte der Kurve waren bei 58%, 77% und 81% ZS zu finden.

Zum weiteren Vergleich wurde die durchschnittliche Repositonskurve jedes Studenten als Abstandsfunktion zu einer aus allen studentischen Repositionen ermittelten Durchschnittskurve errechnet und grafisch dargestellt (Abb. 22).

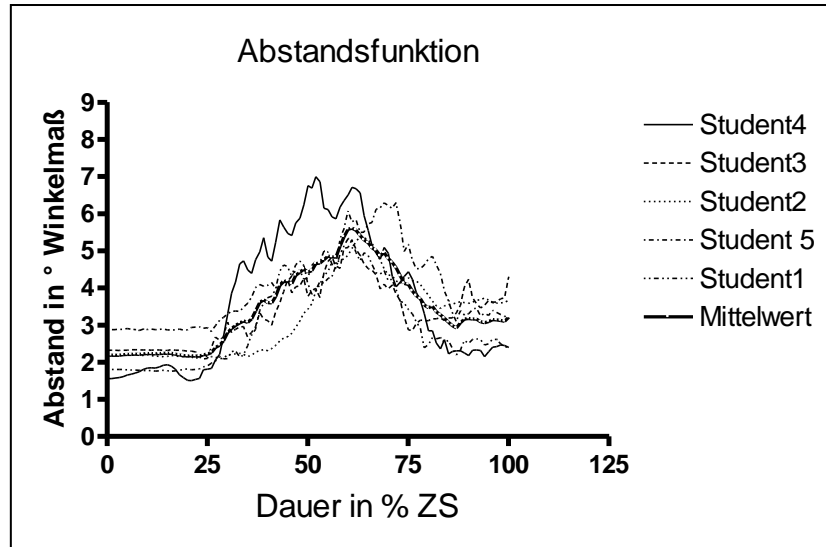


Abb. 22: Die Abstandsfunktion der mittleren Rotationskurve der Studenten

Der höchste Ausschlag der Abstandsfunktion lag bei 62% ZS. Hier betrug der Abstand der gemittelten Kurve 5,6°.

4.1.3.2 Oberärzte

Die Repositonskurven der Oberärzte wurden hinsichtlich der durchgeführten Rotation verglichen. Die jeweiligen Repositionsmanöver jedes Oberarztes wurden gemittelt, eine durchschnittliche Rotationskurve für jeden Probanden errechnet und diese in den drei Achsen x, y und z des Kamera-Koordinatensystems nebeneinander gestellt (Abb. 23). Aus den mittleren Rotationskurven der jeweiligen Oberärzte wurde eine für diese Gruppe mittlere Rotationskurve der Oberärzte errechnet.

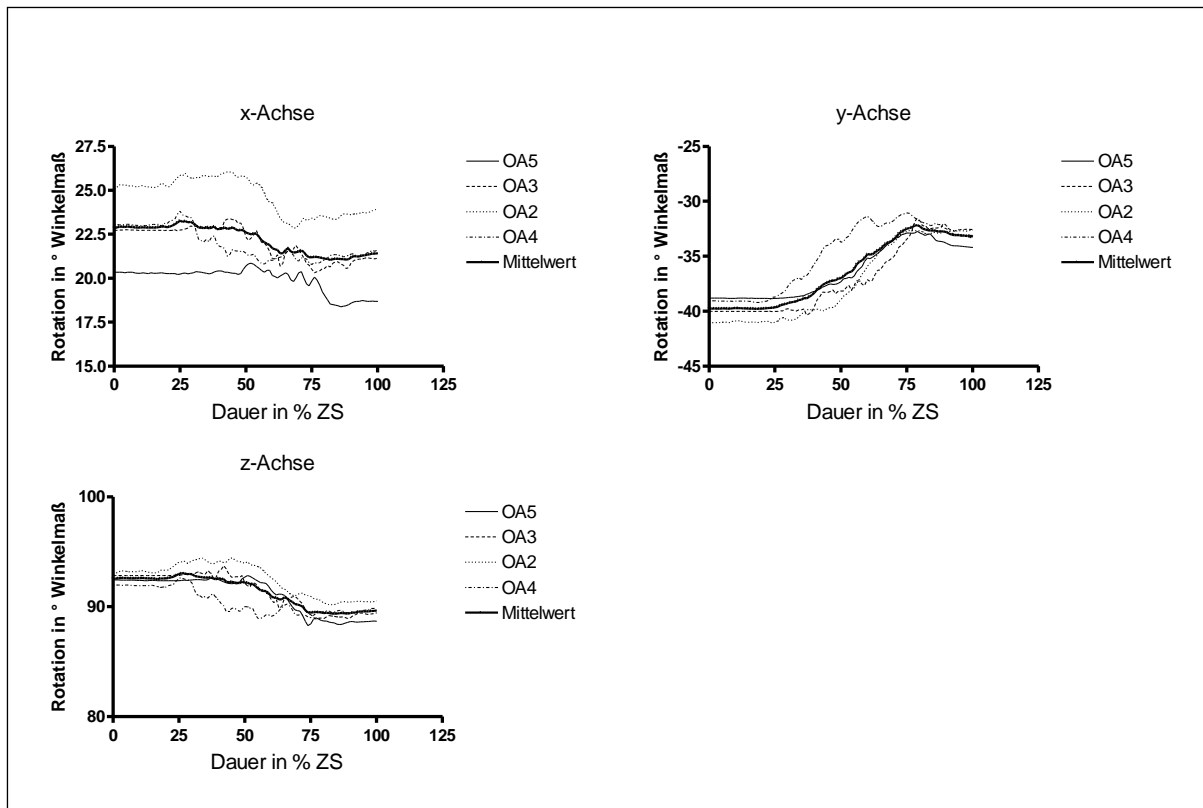


Abb. 23: Die durchschnittlichen Rotationen der Repositonskurven der Oberärzte in den drei Achsen

Während in der y-Achse ein Anstieg der Kurve zu verzeichnen war, konnte man in der x- und z-Achse des Kamerakoordinatensystems einen deutlichen Abfall der Kurve erkennen.

Die Rotationen in der x-Achse bewegten sich im Mittel zwischen dem höchsten Punkt bei 28%ZS ($23,3^\circ$) und dem tiefsten Punkt bei 83%ZS ($21,1^\circ$). Die Kurve begann bei einem Winkel von $22,9^\circ$ und endete bei $21,4^\circ$ (100%ZS).

In der y-Achse begann die Rotation bei $-39,8^\circ$ und endete bei $-33,1^\circ$ (100% ZS). Der höchste Punkt der Kurve war bei 80% ZS mit einem Winkel von $-32,2^\circ$ zu verzeichnen.

In der z-Achse des Kamerakoordinatensystems war die Streubreite der Kurve zwischen dem höchsten Punkt mit $93,0^\circ$ (28%) und dem tiefsten Punkt mit $89,4^\circ$ (90%) bei $3,6^\circ$. Die Kurve begann bei $92,5^\circ$ (1%) und endete bei $89,4^\circ$ (100% ZS).

Aus diesen gemittelten Rotationskurven wurde eine mittlere Rotationskurve für die Gruppe der Oberärzte errechnet und mit den einzelnen Rotationskurven der Probanden verglichen (Abb. 24).

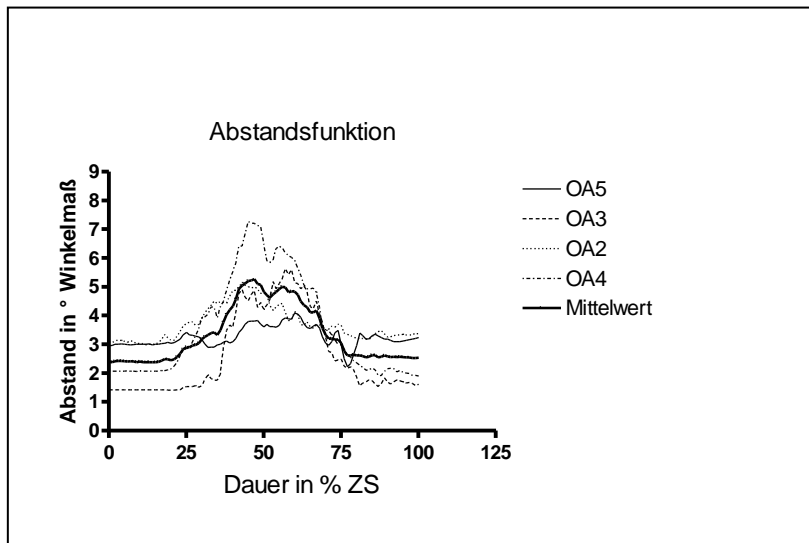


Abb. 24: Die ermittelte Abstandsfunktion der Oberärzte bezogen auf die durchschnittliche Rotationsfunktion dieser Gruppe

Die Oberärzte haben im Mittel einen maximalen Abstand zur Vergleichskurve von 5,3 bei 48% ZS.

4.1.3.3 Vergleiche zwischen den Gruppen

Um die beiden Probandengruppen hinsichtlich der Rotationsbewegung zu vergleichen wurden die ermittelten durchschnittlichen Kurven der Studenten und der Oberärzte grafisch dargestellt (Abb. 25).

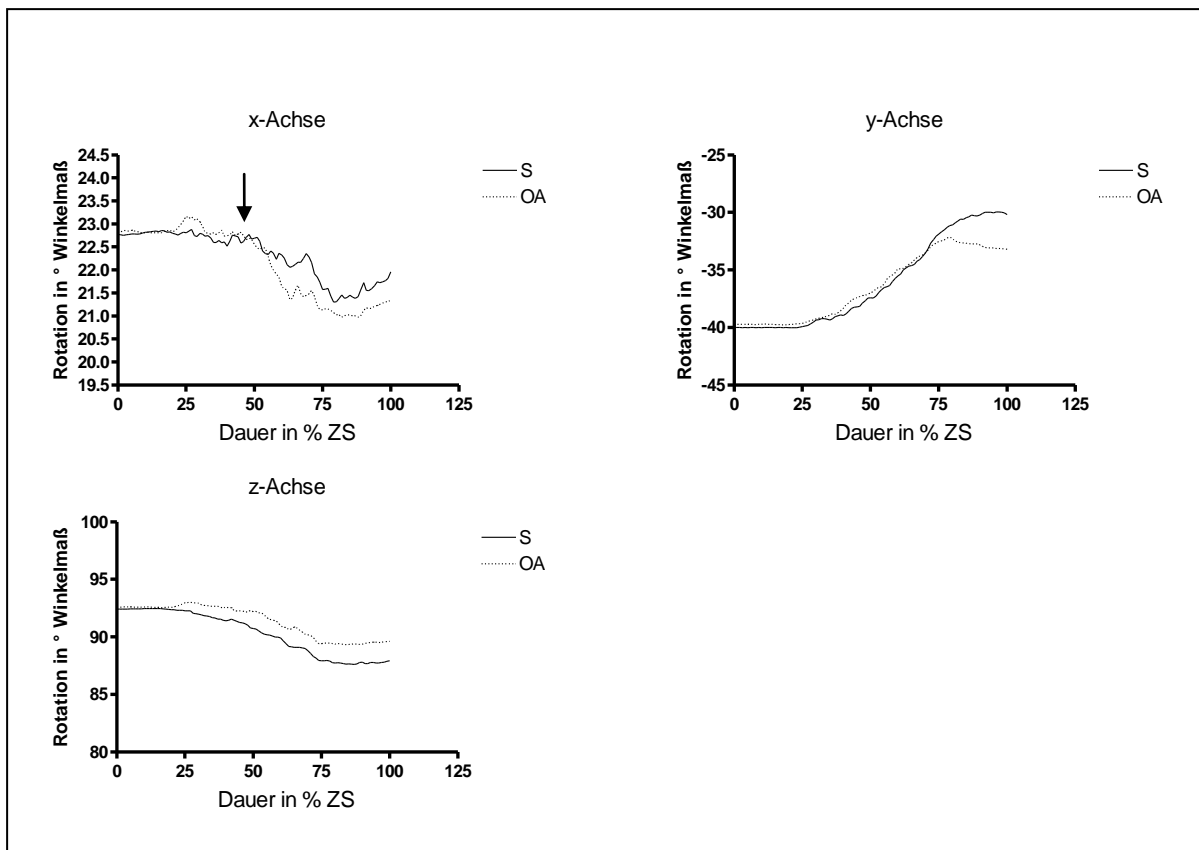


Abb. 25: Die gemittelten Rotationskurven der beiden Gruppen wurden sich gegenübergestellt und in den drei Achsen x, y und z dargestellt

Der Verlauf und die Schwankungen der Kurven der beiden Probandengruppen sind sehr ähnlich.

In der x-Achse kam es im Verlauf bei beiden Gruppen bei etwa 50% ZS (↓) zu einem deutlichen Abfall der Kurve. Auffällig waren jedoch der deutlich steilere Abfall der oberärztlichen Kurve und das tiefere Niveau der Kurve im weiteren Verlauf. So durchliefen beide Gruppen zwischen 81% und 83% ZS den Tiefpunkt der Rotationskurve, die durchschnittliche Reposition der Oberärzte ist um $0,4^\circ$ geringer. In der y-Achse waren die Repositionskurven nahezu identisch, erst bei 75% ZS knickte die Kurve der Oberärzte deutlich ab und endete dann bei $-33,1^\circ$ $3,2^\circ$ unter der Kurve der Studenten.

In der z-Achse war die Kurve der Oberarztgruppe flacher und endete bei gleichem Anfangswert bei $89,4^\circ$ bei 100% ZS $1,5^\circ$ oberhalb der studentischen Kurve.

Aus allen erhobenen Rotationskurven wurde rechnerisch eine mittlere Rotationskurve ermittelt. In einem weiteren Schritt wurde die Varianz der beiden Gruppen um deren mittlere Repositionskurve errechnet und dargestellt (Abb. 26).

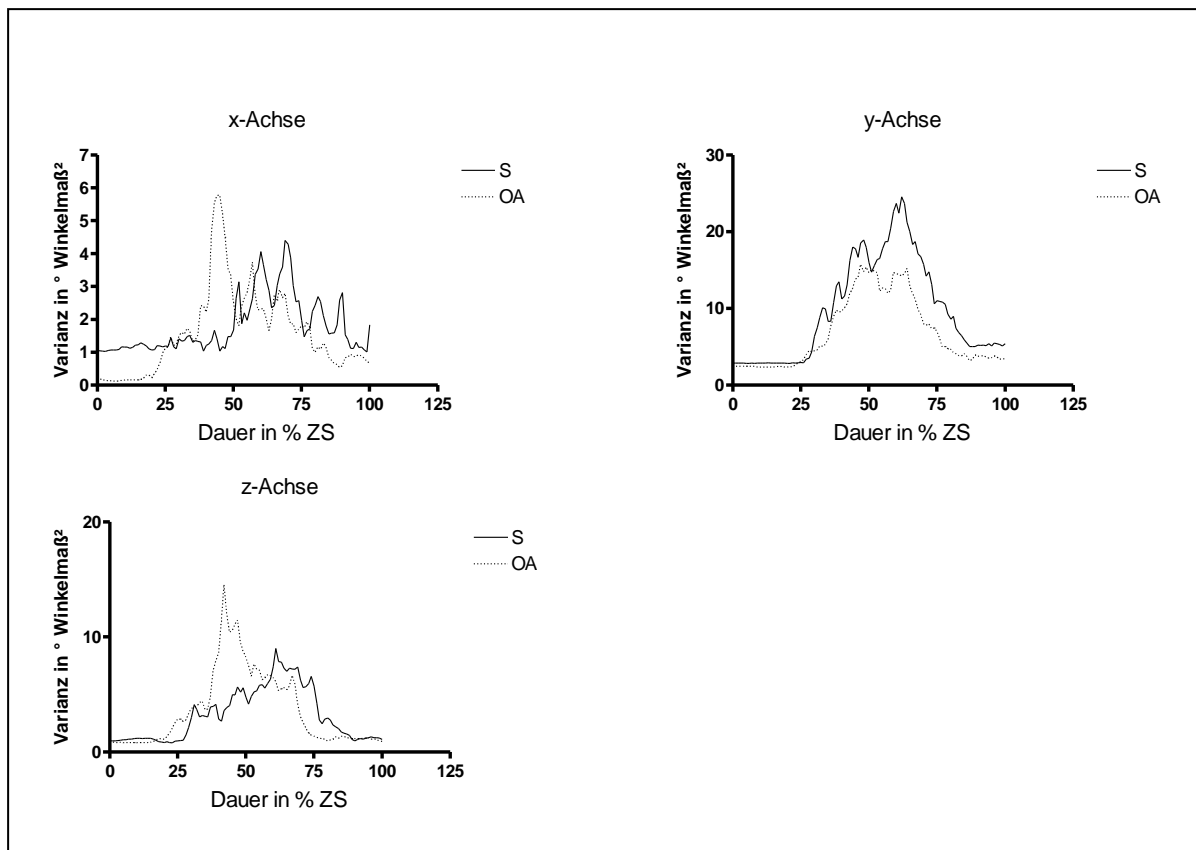


Abb. 26: Die Varianz der Rotationskurven der beiden gemittelten Gruppen gemessen an allen Repositionen dieser Versuchsreihe

In den Kurven beider Gruppen fand sich in allen drei Achsen des Kamerakoordinatensystems im ersten und letzten Viertel der Zeitskala eine sehr geringe Abweichung der Kurven. In der X-Achse ist die Varianz der Studenten höher als die der Oberärzte.

In der x-Achse ließ sich beim oberärztlichen Kollektiv ein früher Peak um die 45% ZS herum feststellen. Die Varianz der Kurve der Studenten begann etwas zeitversetzt und weist eine geringere Amplitude auf.

In der y-Achse war ein zweigipfliger Verlauf zu erkennen, der Ausschlag der Gruppe der Studenten stärker als bei den Oberärzten.

In der z-Achse war ein früher Peak der Rotationskurve der Oberärzte zu verzeichnen. Der größte Ausschlag der Varianz bei den Studenten erfolgte zeitversetzt und deutlich geringer.

4.2 Auswertung der Becken Versuche

4.2.1 Auswertung der Zeit

Für jeden Untersucher wurde die Zeit gemäß Tabelle 2 des Tabellenanhanges gemessen. Studenten, Assistenzärzte und Oberärzte wurden in je einer Gruppe zusammengefasst und der Median mit seiner Standardabweichung der Versuchsdauer berechnet.

Um eine Aussage über die Entwicklung der Probanden über die unterschiedlichen Versuche hinweg treffen zu können, wurde die Dauer der Reposition relativ zur Dauer der ersten drei Versuchsdurchgänge aufgetragen.

An diese relative Repositionsdauer wurde per linearer, robuster Regression eine Gerade angepasst. Mit zunehmender Anzahl der Versuchsdurchgänge verringerte sich die relative Dauer der Reposition (Abb.27). Die Steigung der Geraden betrug -0,031 (bei einem P-Wert von 0,019) und war somit signifikant abfallend.

So war die mediane Dauer der Reposition der Studenten beim ersten Versuchsdurchgang (Median 41,5s [30;66,1]) deutlich länger als der letzte Versuch (Median 26,4s [23,8;32,6]). Die Oberärzte benötigten beim ersten Versuchsdurchgang im Median 75,5s [26,7;123,8] und bei der zehnten Reposition 27,2 Sekunden [9,3;62,5].

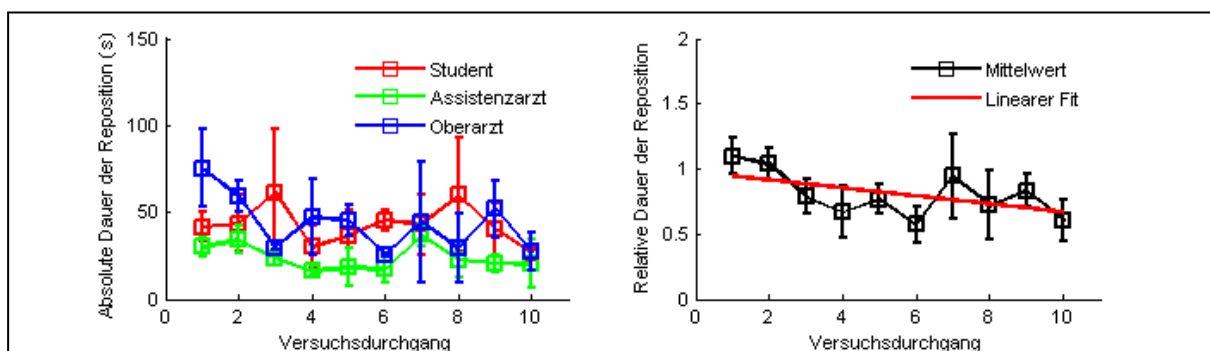


Abb. 27: Gemittelte Dauer der Repositionsmanöver der drei Gruppen (links)
Relative Versuchsdauer mit angelegter Regressionsgraden (rechts)

4.2.2 Auswertung der Translation

4.2.2.1 Studenten

Die Ermittlung der Translationen im Rahmen der Repositionsaufgabe „Becken“ erfolgte in analoger Weise zu den Femurversuchen (Abb. 28).

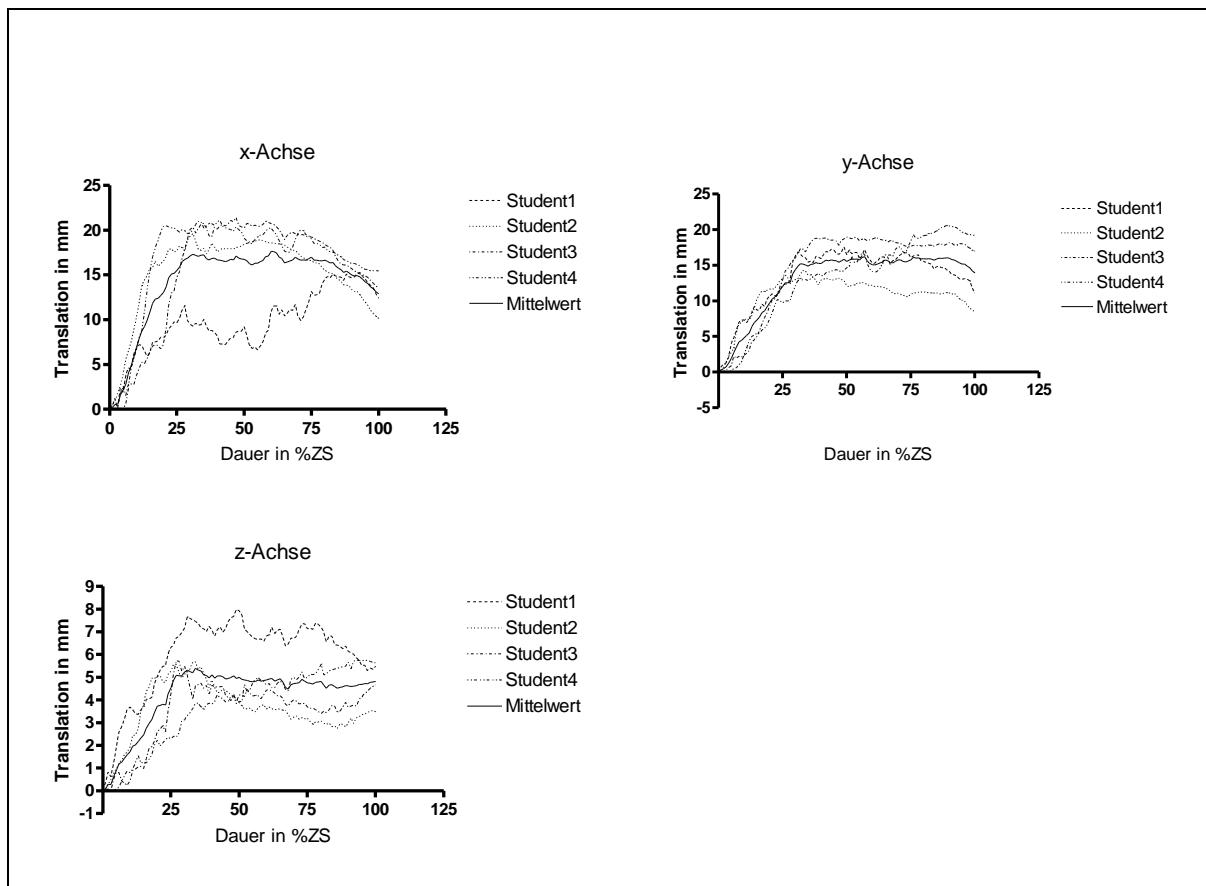


Abb. 28: Die Durchschnittliche Translation in den drei Achsen x, y und z jedes Studenten

Die Translation in der x-Achse bewegte sich zwischen 0mm (1% ZS) und -12,4mm (62%). Die Kurve war flach und unterlag wenig Bewegung. Nach initial kurzem, steilem Anstieg (1%-25% ZS) lag sie bei 15,2mm um schließlich am Ende des Repositionsvorganges bei 14,2 mm zu enden.

In der y-Achse war ebenfalls ein solcher Kurvenverlauf bei anfangs positivem Anstieg zu erkennen (1%-33% ZS). Die Kurve endet bei 15,2mm (96% ZS). Der höchste Punkt der Kurve betrug 16,2mm und war bei 58% vorzufinden.

In der z-Achse waren geringere Schwankungen der Werte zwischen 0mm (1% ZS) und 5,39mm (35% ZS) festzustellen. Der Kurvenverlauf stellte sich annähernd gerade dar.

Für die Probandengruppe der Studenten wurde eine Abstandskurve der Translation errechnet. Diese bezog sich auf die allgemeine, ermittelte Durchschnittsreposition dieser Gruppe (Abb. 29).

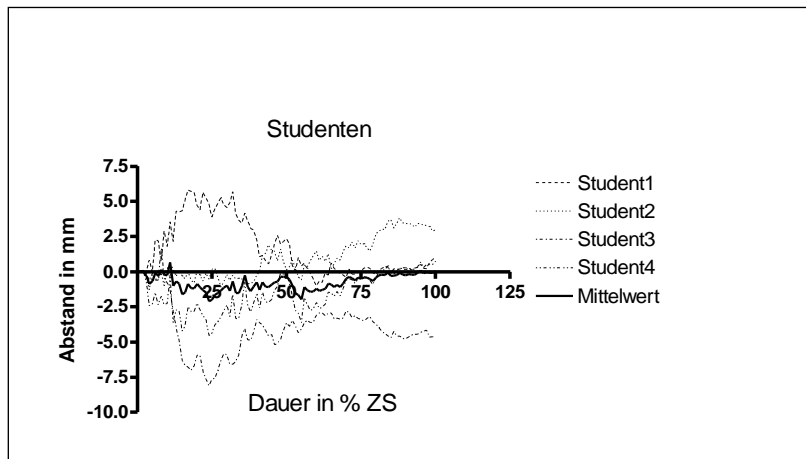


Abb. 29: Die Abstandsfunktion bezogen auf die Durchschnittstranslationskurve

4.2.2.2 Assistenzärzte

In der Probandengruppe der Assistenzärzte wurden die aufgezeichneten Repositionen hinsichtlich der Translation der Fragmente verglichen. Die errechneten Translationskurven jedes Repositionsversuches wurden gemittelt und so eine durchschnittliche Translationskurve für jeden Assistenzarzt ermittelt. Abbildung 30 stellt alle drei Achsen des Kamerakoordinatensystems grafisch dar.

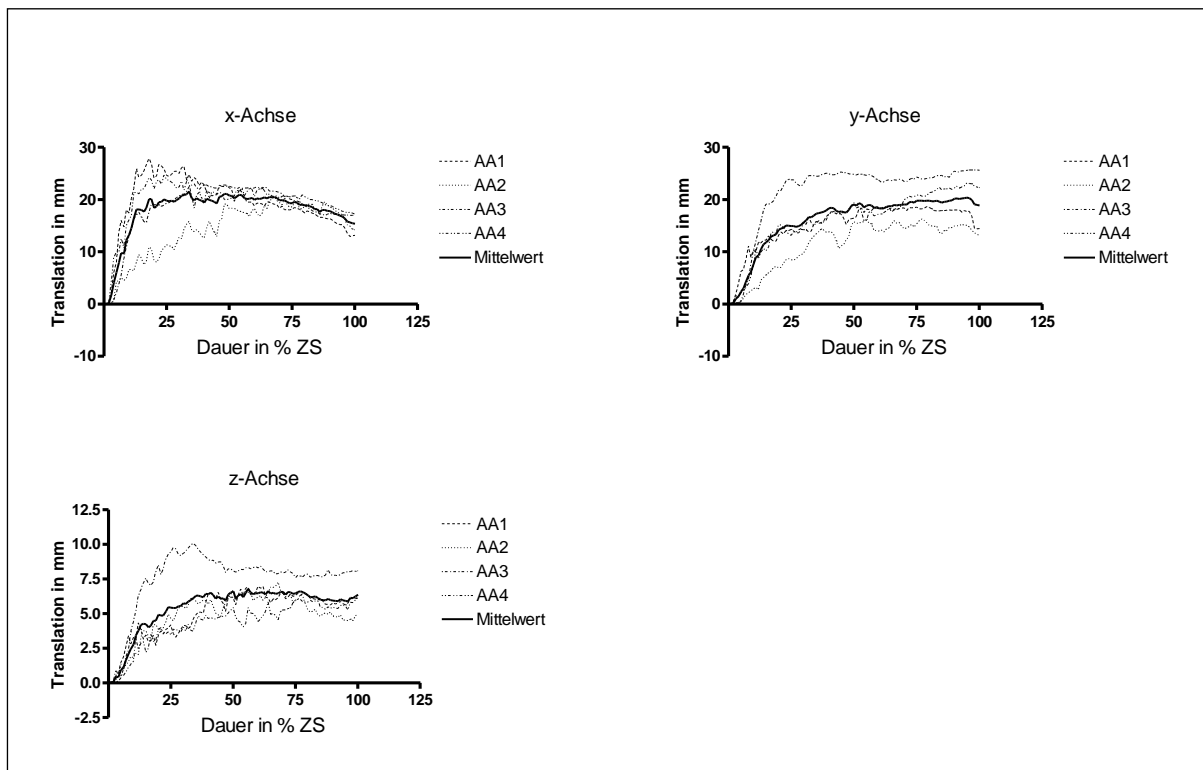


Abb. 30: Translation der Gruppe der Assistenzärzte in den Achsen x, y und z

Der Verlauf aller drei Kurven ist flach und ohne starke Schwankungen. In der x-Achse folgte nach einem kurzen Anstieg bis 20,1mm (19% ZS) eine Plateauphase. Die Kurve endet bei 96% ZS bei 16,7mm. Der höchste Punkt der Kurve war bei 66% ZS und 20,4mm vorzufinden.

In der y-Achse beginnt die mittlere Kurve bei 0mm, dem tiefsten Punkt der Kurve, und steigt bis 18,9mm (100% ZS) an. Im Verlauf erreicht sie bei 96% ihren höchsten Punkt mit 20,3mm.

Die Kurve der z-Achse ist flach. Das Maximum ist bei 57% ZS im mittleren Kurvenabschnitt bei 6,8mm. Bei 96% ZS wird ein Wert von 4,6mm erreicht.

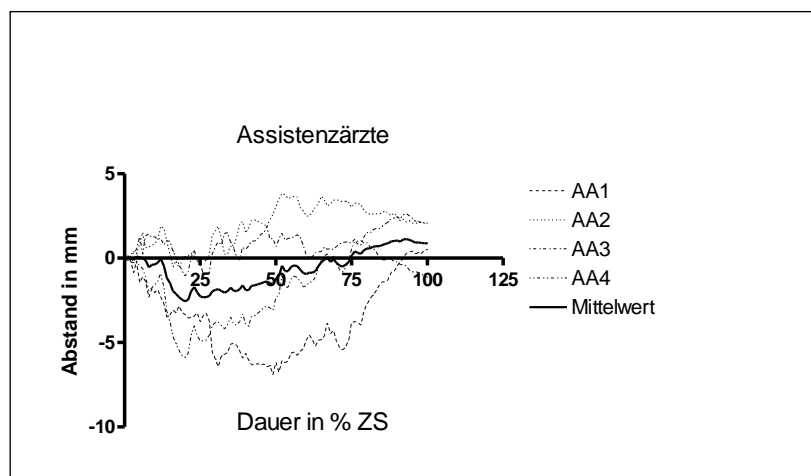


Abb. 31: Die Abstandsfunktion der Translationskurven der Assistenzärzte

4.2.2.3 Oberärzte

Abb. 32 zeigt die durchschnittliche Translationsbewegung in den Achsen x, y und z des Kamerakoordinatensystems.

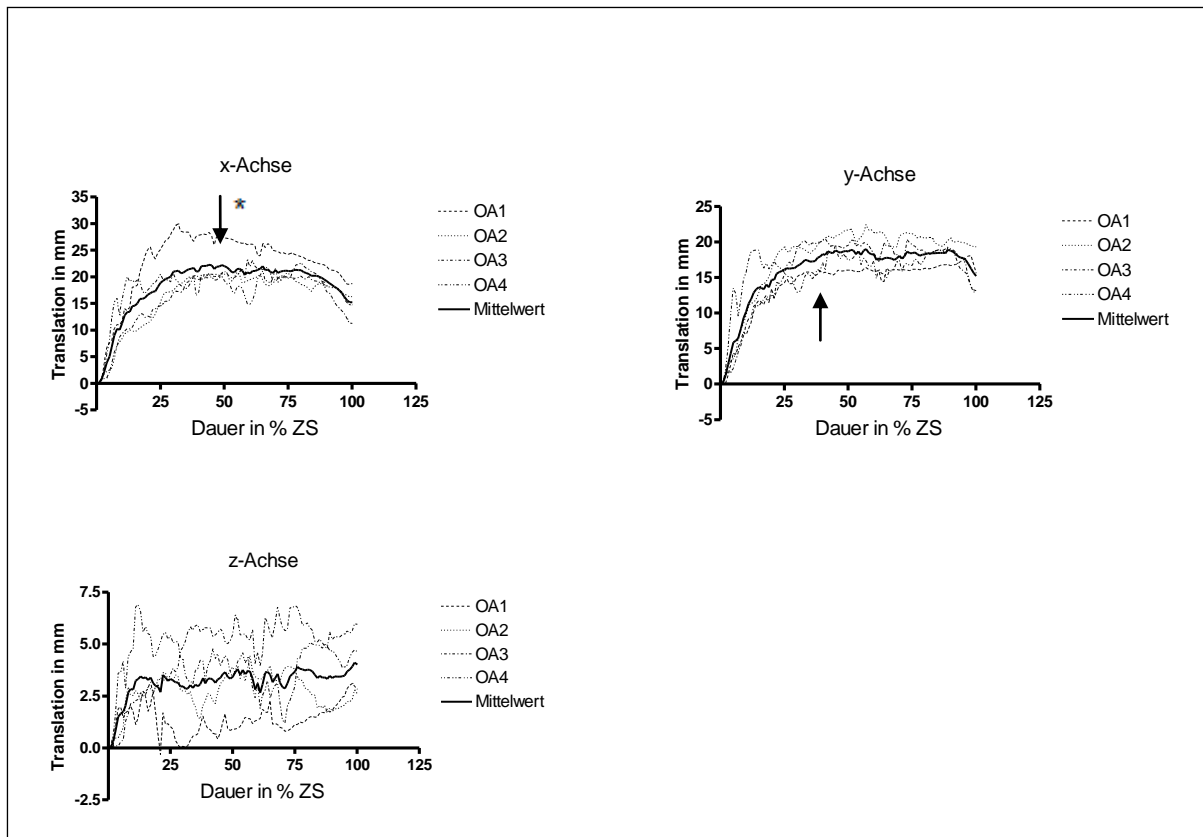


Abb. 32: Durchschnittliche Translationsdaten der jeweiligen Probanden der Gruppe der Oberärzte

Bei flachem, parabelförmigen Verlauf, erreicht die Kurve in der x-Achse bei 44% ZS ihr Maximum von 22,3mm (\downarrow^*). Es folgt ein Abfall der Kurve auf 12,8mm bei 100% ZS.

In der y-Achse ist ein ähnlicher Verlauf der Kurve zu verzeichnen. Die Kurve steigt im mittleren Abschnitt zu ihrem Maximum (18,9mm) bei 52% ZS (\downarrow) an. Die anschließende Plateauphase endet erst kurz vor Ende ab 90% ZS. Die Werte fallen bis zu einem Wert von 15,6mm bei 100% ZS.

In der z-Achse ist die Kurve flach mit Schwankungen geringer Amplitude. Sie verlief annähernd linear. Bei 55% ZS erreicht sie ein Maximum mit 3,7mm um bei -3,5mm bei 96% ZS zu enden.

Die Abstandsfunktion zeigt den Abstand der mittleren Translationskurven der Oberärzte im Bezug auf die durchschnittliche Repositionskurve dieser Probandengruppe an (Abb. 33).

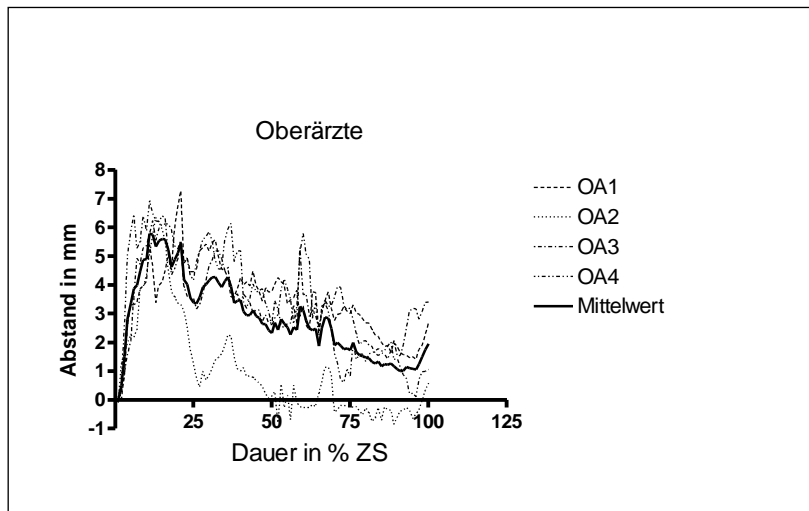


Abb. 33: Die Abstandsfunktion jedes Oberarztes und ihre MW-Auftragung

4.2.2.4 Vergleiche zwischen den Gruppen

Abb. 34 vergleicht die mittleren Repositionswege für die Achsen x, y und z der drei Gruppen.

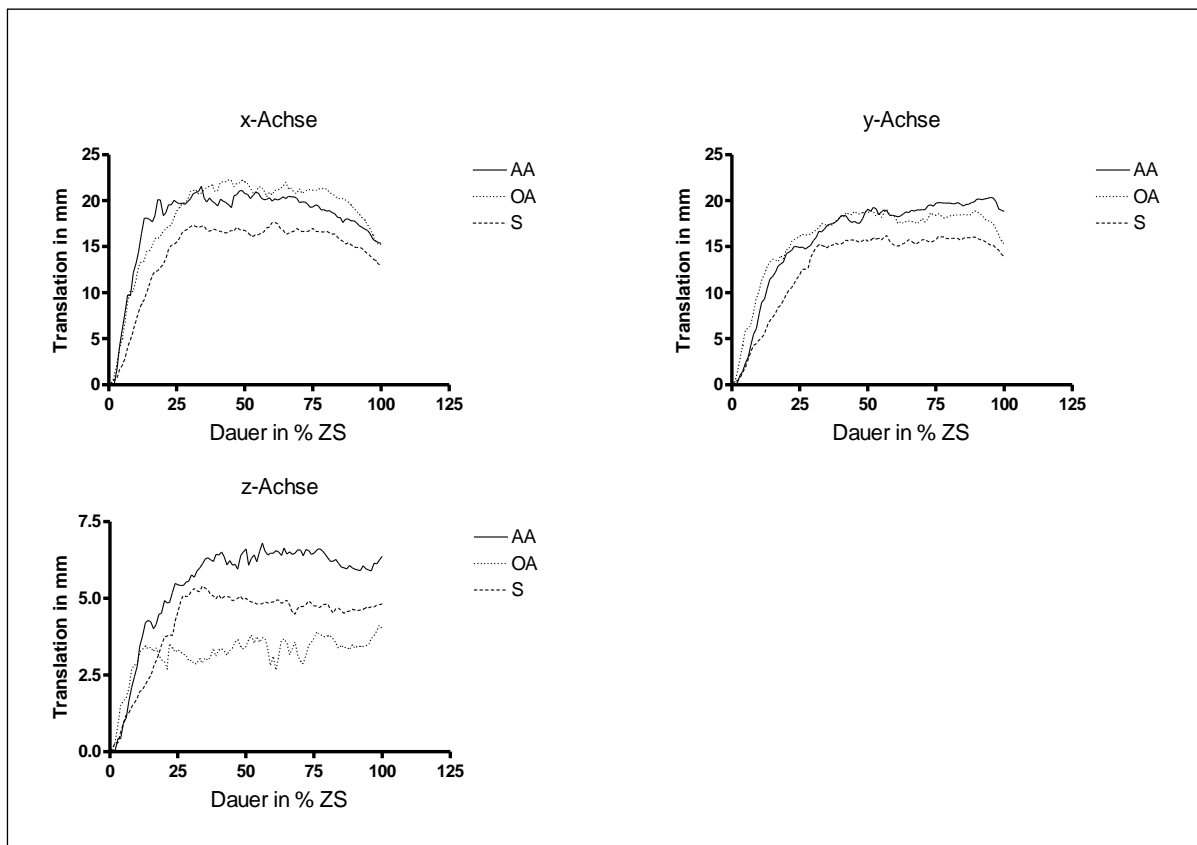


Abb. 34: Vergleich der durchschnittlichen Translationsdaten der jeweiligen Untergruppen der Studenten, Assistenzärzte und Oberärzte

Alle drei Kurven in allen drei Achsen ähneln sich in ihrem Pfadverlauf. Ist in der x- und der y-Achse die Kurve der Gruppe der Studenten flacher, so hat die Kurve der Oberärzte in der z-Achse die geringste Amplitude.

Es wurden die Varianzen der Repositionsmanöver der einzelnen Probandengruppen von der gruppenübergreifenden, gemittelten Translationskurve untersucht und ihr gegenübergestellt (Abb. 35).

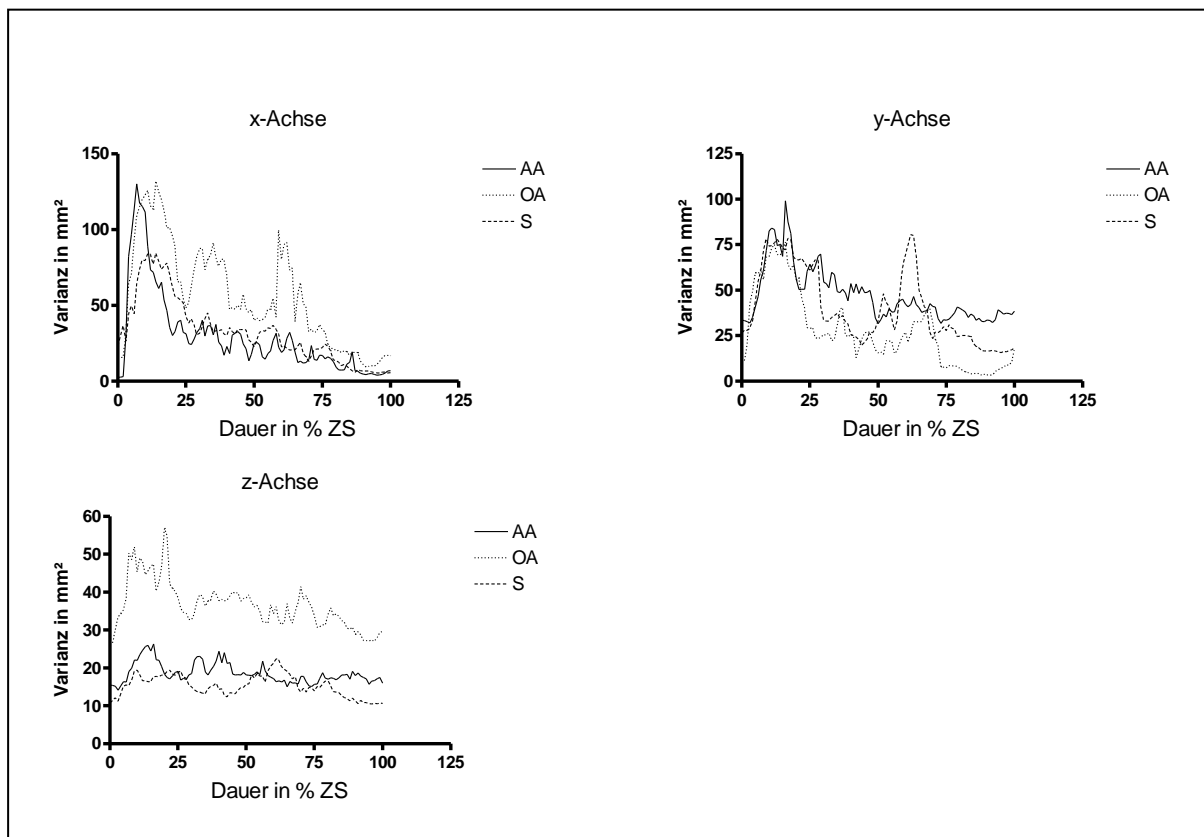


Abb. 35: Vergleich der Varianz der Translation

In allen drei Gruppen war die größte Varianz zwischen 5 und 20% ZS vorzufinden, in allen drei Achsen.

In der x-Achse ließ sich in der Gruppe der Assistenzärzte und der Studenten nach initialem Höchstwert ein deutlich negativer Trend mit nur geringen Schwankungen feststellen. Anders bei der Kurve der Oberärzte, hier sind zwei weitere große Ausschläge festzustellen, bei 30 und 70% ZS.

In der y-Achse ist ein Höchstwert der studentischen Kurve zu erkennen. Er liegt etwa bei 60% und hat ein Maximum von 78 Punkten. Auch hier ist der allgemeine Kurvenverlauf nach initialem Hoch (70-100mm²) tendenziell abfallend.

In der Z-Achse ähnelte sich der Verlauf der Kurven, auffällig war jedoch die im Vergleich zu den anderen beiden Gruppen deutlich größere Varianz der Oberarztgruppe, die etwa um 20 Punkte höher lag.

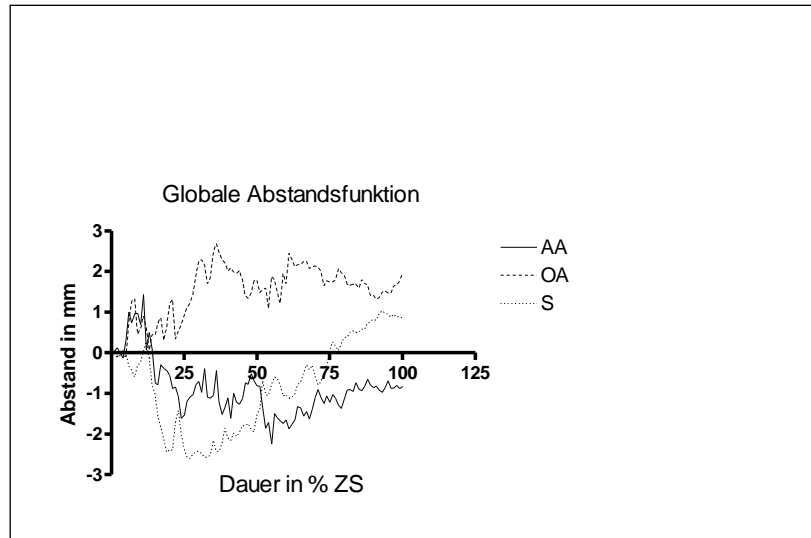


Abb. 36: Die Abstandsfunction der jeweiligen Gruppen von dem optimalen Repositionspfad (gemittelte Translation aus den drei Ebenen x, y und z)

4.2.3 Auswertung der Rotation

4.2.3.1 Studenten

Die Rotationskurven der einzelnen Repositionen der studentischen Probandengruppe wurden über die 10 durchgeführten Versuche gemittelt miteinander zu einer durchschnittlichen Rotationskurve zusammengefasst. Diese wurde in den drei Achsen des Kamerakoordinatensystems dargestellt (Abb. 37).

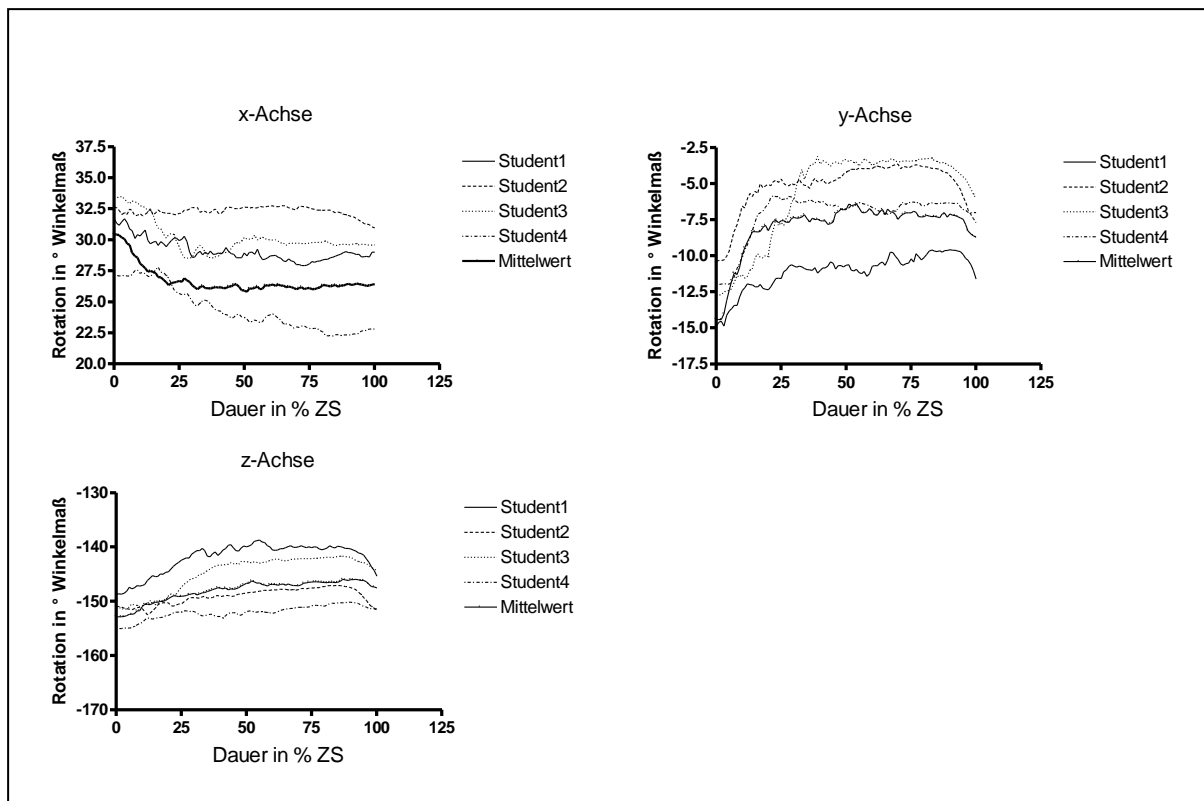


Abb. 37: Durchschnittliche Rotation jedes Studenten für alle Repositionen in den drei Achsen x, y, und z

Die Rotationsbewegung des Beckens begann bei einem Winkel von $30,4^\circ$. Dieser Wert bei 1% ZS stellte gleichzeitig den höchsten Punkt der Kurve dar. Nach einem Abfall im ersten Viertel der Reposition wurde bei 52% ZS der tiefste Punkt mit $25,8^\circ$ erreicht. Bei 100% ZS wurde ein Winkel von $26,4^\circ$ errechnet.

In der y-Achse ließ sich nach initial steilem Anstieg ab 15% ZS von $-14,4^\circ$ (1%) auf $-8,3^\circ$ ein stabileres Niveau beobachten. Um 96% ZS herum schwankten die Werte gering um den dort errechneten Winkel von $7,4^\circ$.

Die Rotationskurve der z-Achse war im Verlauf flacher. Sie bewegte sich von $-152,9^\circ$, dem tiefsten Punkt der Kurve bei 1% ZS über den höchsten Punkt bei 88% und einem Winkel von -146° bis zu einem Winkel von $-147,4^\circ$ bei 100% ZS.

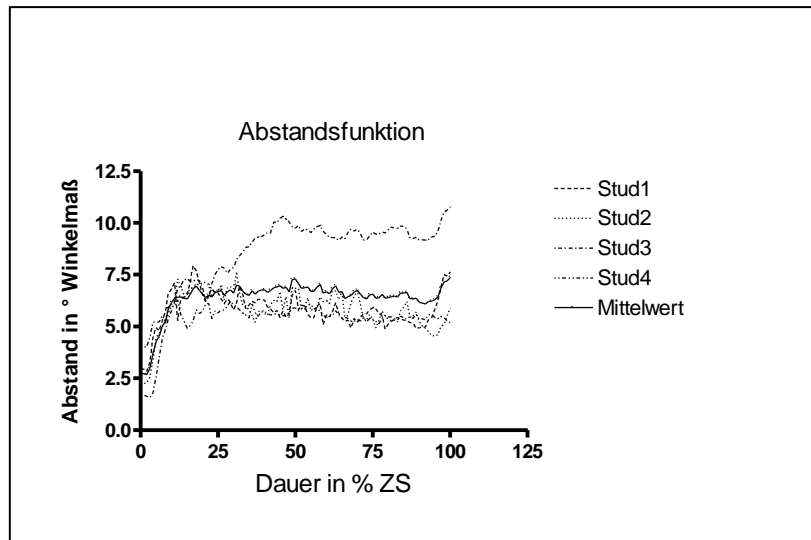


Abb. 38: Abstandsfunktion der Studenten, bezogen auf die errechnete Durchschnittsrepositionskurve

Die Abstandsfunktion war über den größten Teil der Strecke zwischen 15% ZS und 95% ZS beinahe konstant um 7,2°.

4.3.2.2 Assistenzärzte

Die Repositionskurven der Assistenzärzte wurden hinsichtlich der durchlaufenen Rotation gemittelt und so eine für jeden Assistenzarzt spezifische durchschnittliche Rotationsmittelkurve errechnet. (Abb.39). Die drei Achsen des Kamerakoordinatensystems wurden einzeln betrachtet und grafisch nebeneinander dargestellt.

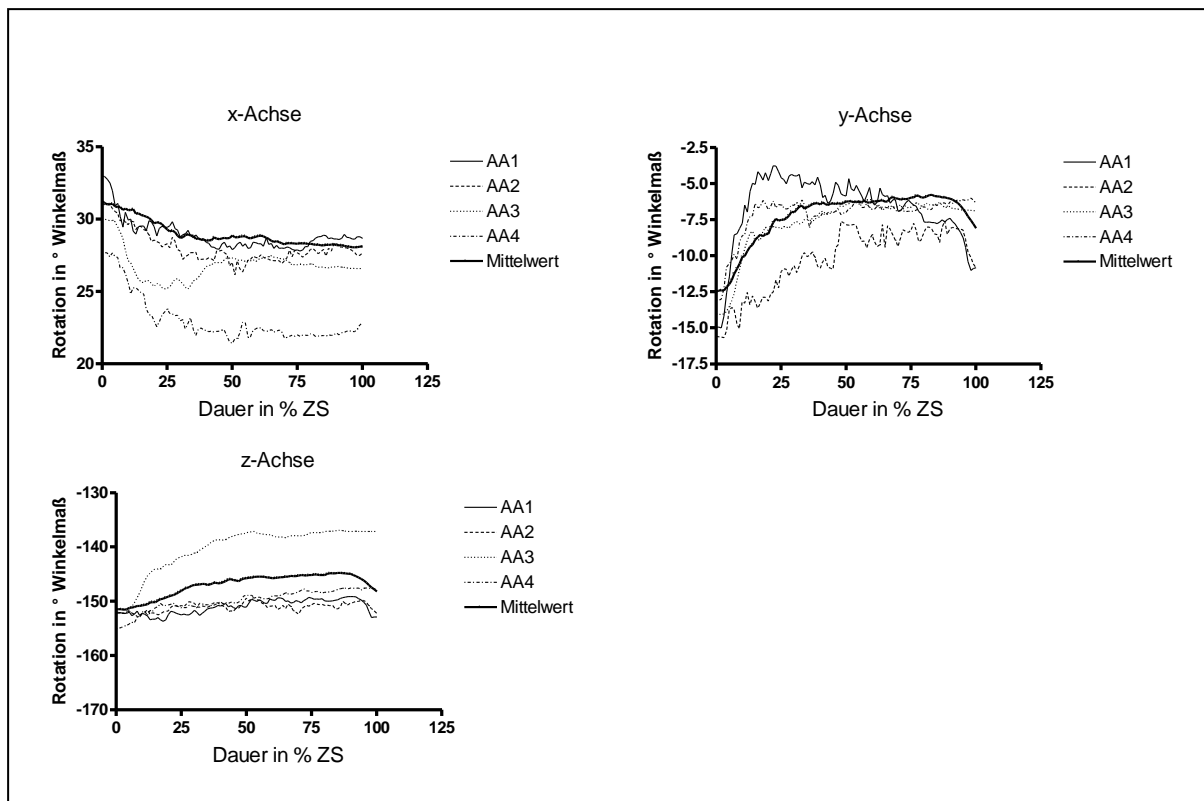


Abb. 39: Die errechnete Durchschnittliche Rotation jedes Assistenzarztes in den drei Achsen x, y, und z

In der x-Achse ließ sich zwischen dem höchsten Punkt der Kurve bei 1% ZS mit $31,2^\circ$ und dem tiefsten Punkt bei 99% ZS deutlich ein negativer Trend erkennen.

Die gemittelte Kurve der Assistenzärzte in der y-Achse durchlief bei starkem Anstieg im ersten Drittel der Kurve (tiefster Punkt bei 1% ZS mit $-12,5^\circ$ und einem Winkel von $-6,5^\circ$ bei 33% ZS) nur geringe Schwankungen um diesen Wert. Der höchste Punkt wurde bei 84% ZS bei einem Winkel von $-5,7^\circ$ erreicht bevor die Kurve auf $-7,8^\circ$ bei 100% ZS abfiel.

Bei ähnlicher Form bewegte sich die Kurve in der z-Achse zwischen $-151,6^\circ$ (4% ZS) und $-144,8^\circ$ (87% ZS). Die gemittelte Kurve startete bei $-151,4^\circ$ (1% ZS) und endete bei $-147,7^\circ$ (100% ZS).

In einem weiteren Schritt wurde die Abstandsfunktion der Rotationsbewegung der Assistenzärzte im Bezug auf die errechnete durchschnittliche Gesamtkurve dieser Gruppe errechnet und der Mittelwert dargestellt (Abb. 40).

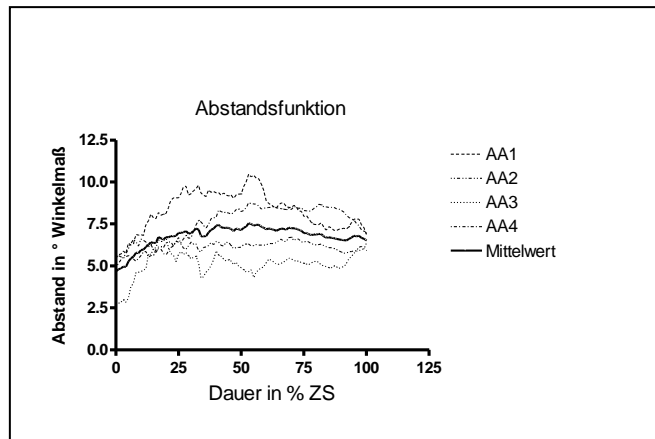


Abb. 40: Die Abstandsfunktion der Assistenzärzte im Bezug auf die Durchschnittsrepositionskurve

Hatte die Kurve ihren größten Abstand bei 54% ZS mit 7,6° so startete sie bei 4,7° (tiefster Punkt bei 1% ZS) und endete bei 6,5° (100% ZS).

4.3.2.3 Oberärzte

Die 10 Rotationskurven jedes Oberarztes wurden zu einer mittleren Rotationskurve dieses Probanden zusammengefasst und vergleichend neben den anderen Probanden dieser Gruppe dargestellt. Die Grafik umfasst alle drei Achsen des Kamerakoordinatensystems sowie je eine für diese Gruppe errechnete mittlere Rotationskurve.

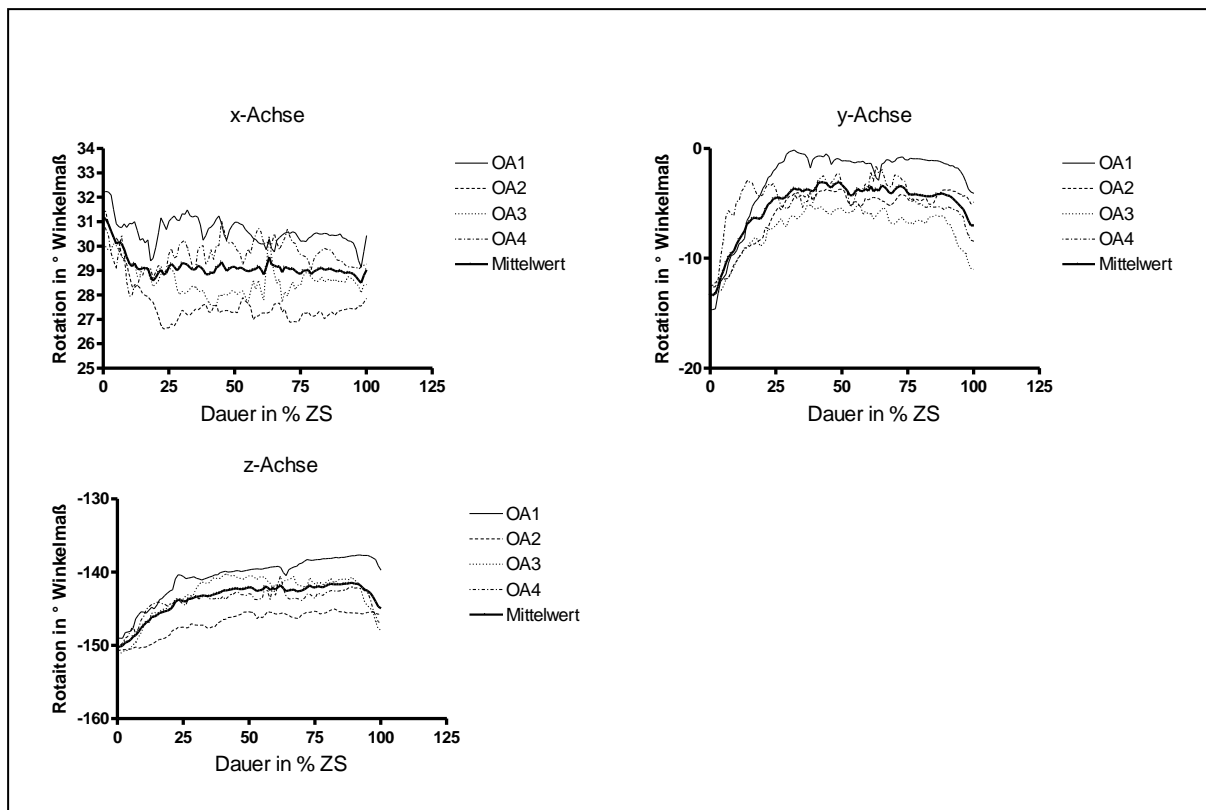


Abb. 41: Die gemittelte, durchschnittliche Rotation jedes Oberarztes in den drei Achsen x, y, und z, vergleichend dargestellt

In der x-Achse fiel die durchschnittliche Rotationskurve im Verlauf der ersten 15% ZS von $31,2^\circ$ (1% ZS) auf $29,0^\circ$ (15% ZS) und verlief bis zum Ende (tiefster Punkt mit $28,5^\circ$ bei 99% ZS) stabil.

In der y-Achse war bei initial starkem Anstieg eine Plateau-ähnliche Phase zwischen 25% und 95% ZS zu erkennen. Die Kurve begann bei $-13,4^\circ$ (tiefster Punkt der Kurve bei 1%) und endete bei einem Winkel von $-7,0^\circ$. Der größte Winkel lag bei 50% ZS und betrug $-3,1^\circ$.

Die Kurve der z-Achse nahm einen gleichartigen Verlauf. Begann sie bei $-150,2^\circ$ (1% ZS, tiefster Punkt der Kurve) so endete sie bei $-144,7^\circ$. Der größte Winkel wurde bei 90% ZS mit $-141,4^\circ$ erreicht.

Die gemittelten Rotationskurven der oberärztlichen Probandengruppe wurden erneut zur allgemeinen Repositonskurve dieser Gruppe in Bezug gesetzt und grafisch dargestellt.

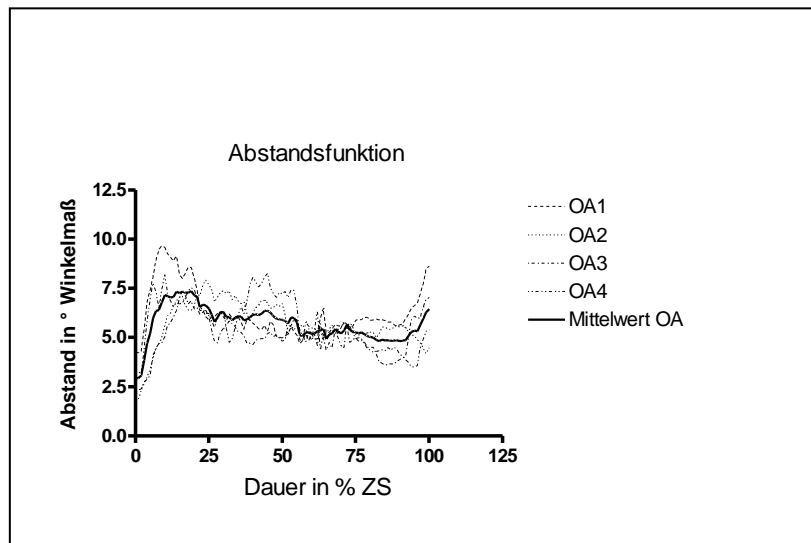


Abb. 42: Die Abstandsfunktion der Oberärzte bezogen auf die errechnete Durchschnittsrepositionscurve dieser Probandengruppe

Den größten Abstand hatte die gemittelte Kurve mit einem Wert von 7,4 bei 20% ZS. Bei 1% betrug der Abstand 2,9, bei 100% 6,4.

4.3.2.4 Vergleiche Gruppenübergreifend

Die drei Probandengruppen Studenten, Assistenzärzte und Oberärzte wurden untereinander verglichen. Um dies zu ermöglichen, wurden die Repositionsdaten jeder Gruppe gemittelt und vergleichend aufgetragen. Es wurde hiernach die Varianz der gemittelten Rotationskurven der einzelnen Probandengruppen in Abhängigkeit zu einer aus allen Repositionen errechneten Kurve ermittelt (Abb. 43).

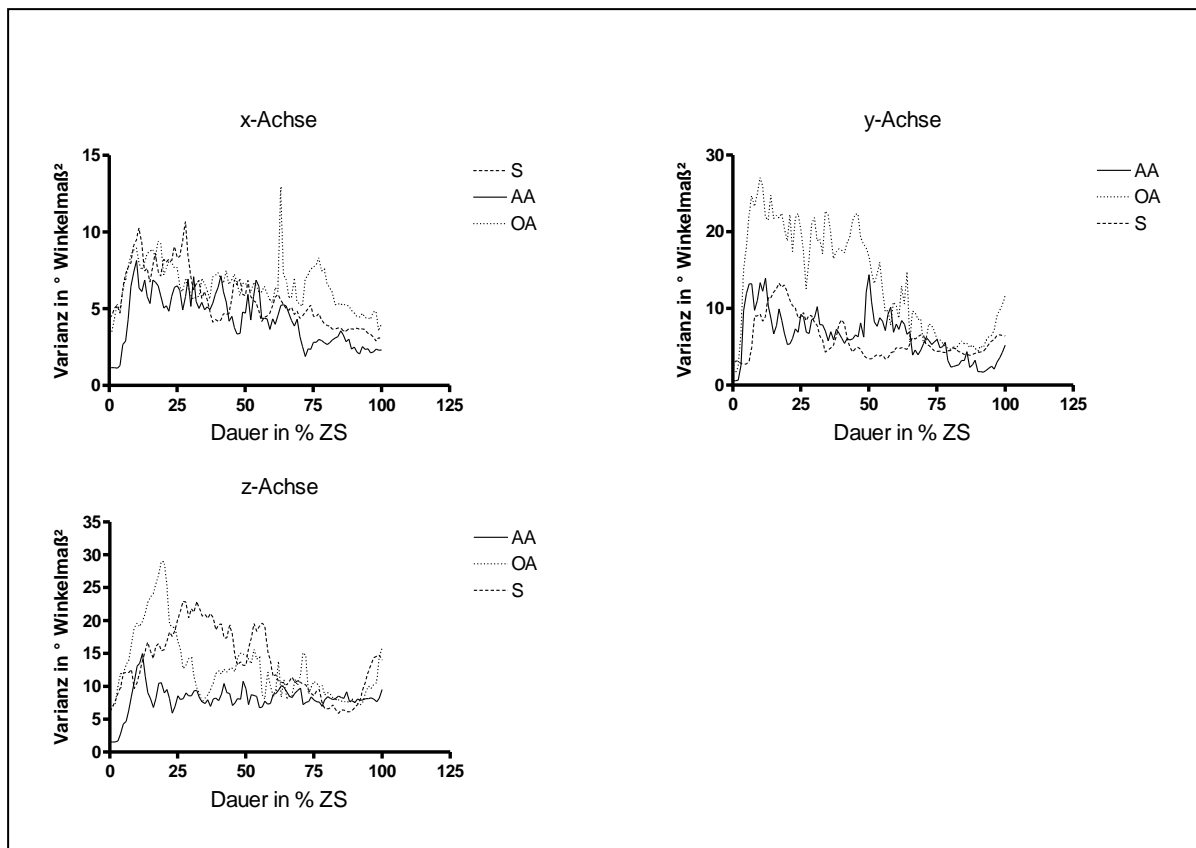


Abb. 43: Darstellung der Varianzen je durchschnittlicher Rotation für die Achsen *x*, *y* und *z*

Die dargestellten Kurven aller drei Probandengruppen unterlagen starken Schwankungen von lediglich geringer Amplitude. Bei starken Ähnlichkeiten in der zweiten Hälfte des Kurvenverlaufes (50-100% ZS) war der erste Teil des zurückgelegten Repositionsweges hinsichtlich der Varianz unterschiedlich. Besonders die oberärztliche Rotationskurve wies in allen drei Achsen zu Beginn (0-35% ZS, in der *y*-Achse bis 55% ZS), die höchste Varianz auf.

Charakteristisch für den Repositionspfad der gestellten Aufgabe war in allen drei Achsen die Rotation im ersten Viertel der Reposition. In der *x*-Achse zeigte sich ein Abfall von 30° bis 31° um bis zu 5° , eine Rotation in der *y*-Achse um 5° bis 10° sowie in der *y*-Achse eine Rotation von -150° um etwa 5° . Durch alle Probandengruppen hindurch ging der weitere Verlauf der Reposition nur mit geringen Schwankungen mit kleiner Amplitude einher.

In einem weiteren Schritt wurde die Abstandsfunktion jeder gemittelten Probandengruppe bezogen auf die globale Repositionskurve dargestellt (Abb. 44).

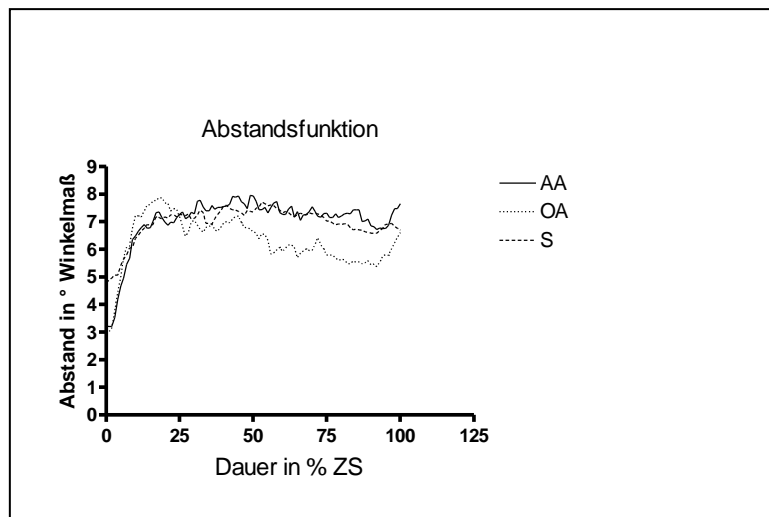


Abb. 44: *Abstandsfunktion der drei Probandengruppen im Mittel bezogen auf eine gemeinsame Mittelkurve aller Gruppen*

Während die Funktionen der Assistenzärzte und der Studenten in Form und Verlauf sehr ähnlich waren, konnten im zweiten Abschnitt (50%-100% ZS) der Abstandsfunktion der Gruppe der Oberärzte um 1-2 Grad geringere Werte beobachtet werden.

Die durchschnittlichen Rotationskurven der drei Gruppen wurden vergleichend aufgetragen und in den drei Achsen des Kamerakoordinatensystems dargestellt (Abb. 45).

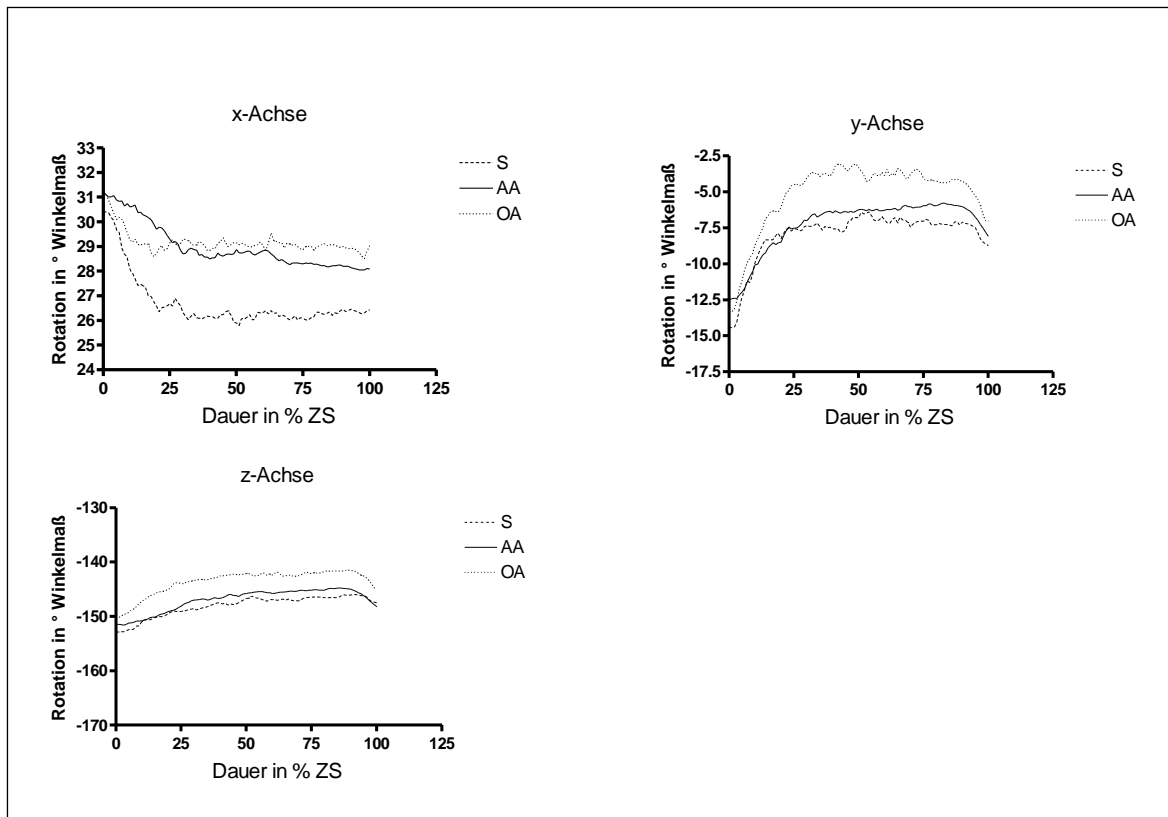


Abb. 45: Die durchschnittlichen Rotationen der gemittelten Probandenkurven in den 3 Achsen gegenübergestellt

Ähnelten sich die Kurven der Probandengruppe der Assistenzärzte und der Oberärzte sowohl im Hinblick auf die Form als auch auf die Werte der Kurve, so ließ sich bei der studentischen Gruppe bei vergleichbarem Verlauf eine deutliche Abweichung der erhaltenen Werte nachweisen. In der x-Achse pendelte sich die Kurve etwa 4,5-5° niedriger ein. In y- und z-Achse lag die Kurve etwa 5° höher als die der beiden anderen Gruppen.

4.4 Korrelationsberechnungen

Mit dem nicht parametrischen Spearman-Row-Test wurde bei einem 95% Konfidenzintervall der Korrelationskoeffizient errechnet. Die Korrelationskoeffizienten der Kurven innerhalb einer Gruppe waren signifikant, es war also möglich die einzelnen Kurven zusammenzufassen. Das Ergebnis der Korrelation zwischen den unterschiedlichen Probandengruppen zeigen folgende Tabellen (Tab.1 und Tab.2):

Tab. 1: Korrelation der Femurrepositionscurven zwischen den Probandengruppen der Studenten (S) und Oberärzte (OA) (grau hinterlegt fehlende Korrelation)

Achse/Parameter	Translation S/OA	Rotation S/OA
x-Achse	0,9977	0,9164
y-Achse	0,967	0,9446
z-Achse	0,9982	0,8894

Tab. 2: Korrelation der Beckenreposition zwischen den Gruppen der Studenten (S), Assistenzärzte (AA) und Oberärzte (OA) (grau hinterlegt fehlende Korrelation)

Translation	S/OA	S/AA	OA/AA
x-Achse	0,7786	0,7677	0,7536
y-Achse	0,9075	0,8247	0,7241
z-Achse	0,1464	0,5701	0,4506
Rotation	S/OA	S/AA	OA/AA
x-Achse	0,2220	0,5059	0,5170
y-Achse	0,7004	0,7858	0,5961
z-Achse	0,8827	0,9017	0,9413

Die Korrelationskoeffizienten der Femurreposition zeigten eine signifikante Korrelation zwischen den Kurven (Bewegungspfaden) in allen drei Achsen. Bei der Reposition des Beckens waren bei ansonsten bestehender Korrelation keine Korrelation innerhalb der z-Achse der Translation zwischen den Oberärzten mit den anderen beiden Gruppen nachweisbar. Bei der Rotation war der Koeffizient von 0,22 zwischen der mittleren Kurve der Studenten und der Oberärzte nicht signifikant, jedoch ließen sich bei den beiden übrigen Kurven signifikante Ähnlichkeiten nachweisen.

Die mittleren Beckenrepositionscurven der drei Probandengruppen ähnelten sich im Rotationsverhalten signifikant. Während die Korrelation in der x-Achse am schwächsten war (mittlerer Korrelationskoeffizient: 0,415 [0,2220- 0,5170]), waren die Korrelationen der Kurven in der y- (mittlerer Korrelationskoeffizient: 0,6941 [0,5961- 0,7858]) und der z-Achse (mittlerer Korrelationskoeffizient: 0,9086 [0,8827 - 0,9413]) sehr hoch. Trotz komplexer Fraktur- und Repositionssituation war somit ein Vergleich der Kurven möglich.

5. Diskussion

5.1 Parameterfindung

Ziel dieser Dissertation war es, eine neuartige Methode zur Analyse des Repositionspfades entsprechend vorgegebener Parameter zu entwickeln. Diese Parameter sind in der Literatur durch Kristen et al. definiert und dienen dem Zweck, Repositionspfade verschiedener Probanden untereinander vergleichbar zu machen^[2]. Im Rahmen eines parametergestützten Vergleichs sollten diese Parameter evaluiert und ggf. neu erkannte hinzugefügt werden. Es konnten charakteristische Punkte, sogenannte Wendepunkte aufgefunden werden, die den Repositionspfad eines Frakturtyps einzigartig und charakteristisch gestalten, andererseits jedoch auch die Pfade unterschiedlicher Untersucher in charakteristische Weise definieren und so Vergleiche zulassen. In einem weiteren Schritt wurden diese gefundenen Parameter mehrerer Gruppen unterschiedlichen Erfahrungsgrades gegenübergestellt, um Unterschiede sowie gemeinsame Charakteristika herauszuarbeiten, die den Repositionspfad als solche definieren.

Es konnte gezeigt werden, dass der Repositionspfad durch die beiden Parameter „Translation“ und „Rotation“ der Fragmente in den entsprechenden 3 Achsen des Kamerakoordinatensystems ausreichend definiert werden kann um eine Vergleichbarkeit und Reproduzierbarkeit zu ermöglichen. Durch zusätzliche Betrachtung der Parameter „Abstandsfunktion“ und der „Varianz“ der einzelnen Repositionspfade von der gemittelten Reposition konnten einzelne Abschnitte der Reposition genauer beschrieben und verglichen werden. Es konnte eine Gewichtung der Teilabschnitte erfolgen, da bei geringer Varianz davon auszugehen ist, dass die ermittelte, gemeinsame Reposition annähernd der idealen Reposition für diesen Frakturtyp entspricht und somit ein Wendepunkt oder „Wendeintervall“ vorliegen mag, welches unbedingt zum Gelingen einer optimalen Reposition durchlaufen werden sollte.

5.2 Repositionspfade

Mithilfe der hier vorgestellten Methode ist es möglich, die Reposition von Frakturfragmenten genau durchzuführen, zu reproduzieren und einer Analyse zuzuführen. Mithilfe der Normalisierung der zeitlichen Komponente durch Umrechnung in eine prozentuale Zeit-Skala konnte eine bessere Vergleichbarkeit der Repositionspfade erreicht werden. Die große Menge an „in realtime“ angefallenen

Daten konnten mithilfe spezieller Programme vollautomatisch online verarbeitet und automatisiert analysiert werden. Komplexe Repositionsmanöver waren so der Verarbeitung in Echtzeit zugeführt. Dies ist ein entscheidender Schritt auf dem Weg zu roboterassistierter Chirurgie, da hier allgemeingültige, definierte Repositionspfade als Handlungsanweisungen vonnöten sind. Als ein weiteres Einsatzfeld dieser Methodik sei das Gebiet der computerassistierten Chirurgie im Sinne eines Expertensystems erwähnt.

Anhand der aufgeführten Parameter lässt sich auch die Qualität der Reposition beurteilen. Es ist davon auszugehen, dass der mittlere Pfad eines großen, erfahrenen Probandenkollektivs hinlänglich dem annähernd idealen Repositionspfad entspricht. Eine geringe Abweichung einzelner Parameter (Translation, Rotation, Varianz, Abstandsfunktion) von dieser idealen Kurve spricht für eine gute Reposition in Korrelation mit dem Vorliegen der Matrize eines optimalen Repositionspfades. Desweiteren lassen sich anhand dieser Merkmale mögliche Schlüsselstellen der Reposition erkennen. Auffällig ist bei allen Probandengruppen die hohe Varianz der Repositionspfade zum Anfang der Reposition. Dies verdeutlicht die unterschiedliche Herangehensweise jedes Probanden an die Aufgabe der Reposition einer Fraktur mit anfangs sehr vielen unterschiedlichen Lösungswegen. Im Verlauf der Reposition nimmt die Varianz der Repositionspfade jeder individuellen Probandengruppe deutlich ab, zwischen den einzelnen Gruppen sind hier kaum noch Unterschiede festzustellen.

Geringe Abweichungen an bestimmten Stellen der Kurve in allen Probandengruppen weisen auf einen Pfadabschnitt, der von allen Probanden auf sehr ähnliche Art und Weise bewältigt werden muss, hin. Diese beobachteten Charakteristika im Repositionsablauf sollten nun anhand weiterer klinischer Versuche validiert und erweitert werden.

5.3 Diskussion der Analyse der Zeit

Der Parameter „Zeit der Reposition“ ermöglicht es auf einfache Weise, eine Lernkurve darzustellen. Wird die Repositionsaufgabe von einem Probanden repetitiv bewältigt, so kann beispielsweise in der Abnahme der zum wiederholten Lösen der gleichen Repositionsaufgabe benötigten Zeit eine Lernkurve vermutet werden. Allein die Betrachtung des Parameters Zeit ist jedoch unzureichend zur Bestimmung der Repositionsgüte. So kann beispielsweise der gleiche Pfad von verschiedenen

Untersuchern unterschiedlich schnell beschrieben werden. Dennoch kann die Analyse der Zeit zusätzliche und wichtige Informationen über die durchgeführte Reposition geben^[28].

Andere Untersuchungen zeigten keinen signifikanten Unterschied zwischen erfahrenen und unerfahrenen Probanden in der Zeit zur Reposition einer Beckenfraktur am Simulator^[29].

In der vorliegenden Arbeit konnte für die Repositionsaufgabe am Femur wie auch am Beckenmodelleine signifikante Abnahme der Versuchszeit in allen Gruppen (erfahren/unerfahren) beobachtet werden, ein Lernfortschritt somit nachgewiesen werden. Dieser Lerneffekt von chirurgischen Simulatoren konnte auch in anderen Untersuchungen gezeigt werden^[30,31]. Vergleiche zwischen den einzelnen Probanden im Bezug auf Erfahrung in Korrelation mit der Untersuchungszeit sind problematisch, da diese eindimensionale Betrachtungsweise des multidimensionalen Parameters Reposition als Instrument für den Qualitätsvergleich nicht ausreichend ist^[32].

5.4 Diskussion der Analyse von Translation und Rotation

Aufgrund der Komplexität des Repositionsvorganges und der Vielzahl der Variablen ist trotz großem Probandenkollektiv eine statistische Auswertung der Daten nur teilweise möglich.

Bei der Betrachtung der Rotation im Rahmen der Repositionsaufgabe „Femur“ wird deutlich, dass sich die Kurven der beiden Probandengruppen im Verlauf sehr ähneln. Der mittlere Korrelationskoeffizient der Rotation in allen drei Achsen betrug 0,91 [0.8894; 0.9446]. In x- und y-Achse fallen beide Kurven deutlich ab, der Anstieg in y-Achse ist bis 75% ZS identisch. Es lassen sich Charakteristika der Femurreposition definieren: Der Abfall der Kurve bei 50% ZS sowie der Tiefpunkt der Kurve bei 80% in der x-Achse. Die y-Achse ist durch einen flachen Anstieg bei 50% gekennzeichnet, in der z-Achse wird die Kurve durch den flachen Abfall und einen Tiefpunkt um 75% Zeitskala definiert.

Die mittleren Beckenrepositionscurven der drei Probandengruppen ähneln sich im Rotationsverhalten signifikant. Während die Korrelation in der x-Achse am schwächsten ist (mittlerer Korrelationskoeffizient: 0,415 [0,2220- 0,5170]), sind die Korrelationen der Kurven in der y- (mittlerer Korrelationskoeffizient: 0,6941 [0,5961- 0,7858]) und z-Achse (mittlerer Korrelationskoeffizient: 0,9086 [0,8827 - 0,9413])

sehr hoch. Trotz komplexer Fraktur- und Repositionssituation sind die Kurven (durchlaufenen Repositions-/ Bewegungspfade) vergleichbar.

Die Varianz der Repositionen um den mittleren Repositionspfad ist im ersten Abschnitt höher als in der zweiten Hälfte. Auffällig ist die große Varianz der Repositionen der Oberärzte im Vergleich zu den anderen beiden Probandengruppen. Diese Abweichung ist ein Zeichen für die vor allem bei Beginn der Reposition bestehende Vielzahl an unterschiedlichen Rotationsmöglichkeiten in den 3 Ebenen.

Betrachtung der Translationen

Femur:

Bei allen Probanden in allen Versuchen zeigte sich eine annähernd konstante Kurve ohne Schwankungen in der z-Achse. Diese ist also für die Definition von charakteristischen Punkten und Repositionsverläufen nur dahingehend von Bedeutung, dass sie zeigt, dass die zurückgelegten Pfade in dieser Translationsebene keine nennenswerten Wendepunkte und Verläufe aufweisen. Es wird deutlich, dass die nahezu konstante Höhe über den Repositionsverlauf als charakteristisch für diese Frakturklasse betrachtet werden kann. (siehe Abb. 19)

Die Kurven der x-, y-Achse und z-Achse beider Gruppen verhalten sich gleichsinnig. Der mittlere Korrelationskoeffizient für alle drei Achsen betrug 0,98 ([0.9670; 0.9982]). Dies und die nahezu identische Steigung bzw. Senkung der Kurve weisen auf weitere Charakteristika hin. So kann eine mittlere Steigung von 8,9mm [7,3mm; 10,5mm] in der x-Achse und eine Senkung von 19,5 [19mm; 20mm] in der y-Achse als Richtwert für die optimale Reposition dieser Fraktur herangezogen werden.

Becken:

Die Grafiken der Translationsbewegungen zeigen bei allen Probanden in allen Achsen kaum Variationen. Charakteristisch sind der steile Anstieg im ersten Viertel der Reposition und der daraufhin folgende flache Kurvenverlauf. Die Kontinuität entlang der Zeitachse verdeutlicht die Konstanz der Translationsbewegung und unterstreicht die Bedeutung der beschriebenen Charakteristika.

Betrachtung der Abstandsfunktion:

Betrachtet man die globale Abstandsfunktion der Translationen des Beckens wird deutlich wie gering die Schwankungen [-3mm; +3mm] um die Abszisse der einzelnen Gruppen sind. Dies spricht für eine sehr hohe Konstanz der Repositionsmanöver in allen Versuchen und bei allen Probanden. Gleichzeitig gibt die Abstandsfunktion

auch Hinweise auf Abschnitte der Reposition mit vielen Freiheitsgraden mit großen individuellen Unterschieden und auf solche Abschnitte, bei denen ein geringer Abstand zur Mittelkurve einen die Reposition betreffend wenig variablen Zeitabschnitt markiert.

Zusammenfassend lässt sich für Frakturen des Beckens feststellen, dass die größten Bewegungen der Fragmente im ersten Teilabschnitt der Reposition stattfinden. Schon nach 25% der benötigten Zeit geht die Reposition in die Phase der deutlich feineren Fragmentannäherung über. Es lassen sich also zwei Phasen der Reposition unterscheiden, die sich sowohl in ihrer Dauer als auch in ihrem Anspruch an das Vorgehen des Operators unterscheiden.

Diese deutliche Zweiteilung der Reposition findet sich nicht bei der Reposition des Femurs. Der zurückgelegte Pfad zeigt im mittleren Teil der Grafiken sein größtes Bewegungsausmaß.

Erklären lässt sich dieser deutliche Unterschied durch den ungleichen Anspruch an den Operator. Die gegebene Fraktur des Femurs kann in deutlich kürzerer Zeit (Mittelwert $t=10,675$ Sek.) reponiert werden als die Beckenfraktur (Mittelwert $t=42,67$ Sek.), deren anatomische Zusammenführung der Fragmente komplexer und anspruchsvoller ist. Die Aufteilung der Reposition in 2 Phasen mit großem prozentualem Anteil am Repositionsvorgang kann also als Merkmal für eine schwierige und technisch kompliziertere Reposition herangezogen werden.

5.5 Limitierung und mögliche Fehlerquellen

5.5.1 Diskussion Material und Methodik

Es wurde eine Optotrak 3020 Kamera benutzt, wie sie in handelsüblichen Navigationsgeräten eingesetzt wird^[33, 34].

Die Erhebung der Daten wurde durch die Umstände im Labor erschwert. Durch die Verteilung der Versuche auf mehrere Tage und die Nutzung des Labors durch mehrere Fachrichtungen ließen sich Manipulationen an Kamera und Modell nicht vermeiden, sodass es nötig war zur besseren Vergleichbarkeit die Translationskurven zu modifizieren. Dies wurde durch eine Verschiebung der Kurven zu einem gemeinsamen Ausgangspunkt für alle Kurven erreicht. Dadurch ist es nicht mehr möglich Aussagen zu einzelnen Werten zu treffen oder zurückgelegte Abstände miteinander zu vergleichen, das Ziel dieser Arbeit jedoch, das Auffinden

von allgemeinen Parametern wird so ermöglicht und lässt sich grafisch darstellen. Für die Rekonstruktion und Verarbeitung der Daten, besonders im Hinblick auf die computerassistierte Chirurgie, müssen die Rohdatensätze herangezogen werden. Um Gesetzmäßigkeiten, Richtlinien und/oder Korridore für mögliche Repositionen zu finden, die für möglichst viele unterschiedliche Frakturen gelten, sind Maßangaben nicht zielführend.

Der Abgleich der knöchernen Oberfläche mit dem digitalen Modell wurde mittels Paired-Point-Matching durchgeführt. Diese Methode ist am präzisesten und birgt das geringste Risiko für den Patienten^[35]. Während der Reposition kam es in einigen Fällen dazu, dass die Probanden für Sekundenbruchteile den Kontakt zwischen der Kamera und den DRBs unterbrochen haben. Diese Zeitabschnitte wurden von „BestRepo“ übersprungen, sodass sich die folgenden Datensätze um den betreffenden Zeitraum nach vorne verschoben haben. Repositionen mit einem Datenverlust von mehr als 0,1 Sekunde wurden von der Analyse ausgeschlossen. Die Auswertung der Zeiten für bestimmte Repositionsmanöver kann also nicht exakt mit der oben angegebenen Frequenz von 20 Hz bestimmt werden. Durch mögliche Ausfälle während der Reposition sind die betrachteten Zeitabstände unschärfer, die Abfolge der durchgeführten Bewegungen bleibt unverändert. Durch das oben genannte Selektionsverfahren sind diese Unschärfen vernachlässigbar und haben keinerlei relevante Auswirkungen auf die dargestellten Kurven.

Für die Vergleiche der Kurven wurden die Werte der einzelnen Versuche der Probanden gemittelt. Inwieweit gibt die gemittelte Kurve den Verlauf der einzelnen Repositionsmanöver wieder? Um dies statistisch zu erfassen, wurden die Kurven der einzelnen Probanden mit ihren jeweiligen mittleren Kurven korreliert. Alle Kurven korrelieren signifikant mit den Mittelwerten der jeweiligen Gruppe. Es kann also davon ausgegangen werden, dass die Betrachtung der mittleren Kurve Rückschlüsse auf die Einzelkurve gestattet. Lediglich bei zwei Probanden der Gruppe der Assistenzärzte (AA3 in der Rotation der x-Achse sowie AA1 in der Rotation in der y-Achse) bei den Beckenrepositionen war die Korrelation zu gering um das geforderte Signifikanzniveau von $p < 0,05$ zu erreichen.

Die Analyse der Zeit ist einer der wichtigsten und aussagekräftigsten Parameter zur Beurteilung einer Lernentwicklung. In der vorliegenden Arbeit ist der Stellenwert

dieses Parameters zusätzlich höher, da auf andere Faktoren wie Gewebstraumatisierung, Blutung, Mortalität und Komplikationsrate welche in der Literatur beschrieben werden, kein Augenmerk gelegt werden muss und kann^[36]. Dennoch müssen diese Faktoren bei der Übertragung der Daten auf in vivo Experimente betrachtet und evaluiert werden. In den Repositionen wurde die Repositionszeit der Versuche der Versuchspersonen gemittelt und eine Regressionsgerade angelegt.

5.5.2 In Vitro und In Vivo Versuche

Lassen sich in Vitro gute Ergebnisse, Wendepunkte und charakteristische Verläufe feststellen, muss erst in weiteren Versuchen festgestellt werden inwieweit sich diese Ergebnisse auch auf in Vivo-Versuche übertragen lassen. In Vivo wirken durch das umliegende Gewebe zusätzliche Zug- und Gegenzugkräfte, die sich durch den von uns entwickelten künstlichen Weichteilmantel möglicherweise nur unzureichend darstellen lassen. Die einwirkenden Kräfte wurden in vereinzelt Arbeiten untersucht und beschrieben^[37]. Anatomische Strukturen, Nerven, Gefäße oder die Operationstechnik können eine Abweichung von dem im Labor simulierten charakteristischen Repositionsmanöver notwendig machen. Auch die im Modell problemlose einzubringenden Pedikelschrauben für die Sonden lassen sich bei in Vivo versuchen besonders bei Beckenfrakturen je nach Modellaufbau deutlich schwieriger platzieren. Es müssen anatomische Strukturen wie Blutgefäße, Nerven und Organe berücksichtigt werden, die im Modell keine Rolle spielen. Diese zusätzlichen Risiken können jedoch durch die Nutzung von Bildgebung wie Ultraschall oder Somatosensorische Nervenleitmessung minimiert werden, wie es in der Wirbelsäulenchirurgie in vielfältiger Art und Weise Anwendung findet^[38, 39]. Durch diese Faktoren kommt es auch zu Stande, dass die Repositionszeiten im Labor um ein vielfaches kürzer sind. Das erschwert zum einen das Auffinden von Gemeinsamkeiten in den Repositionspfaden, zum anderen können sich abhängig von der Phase der Reposition die Zeitabstände zwischen den definierten Charakteristika stark verschieben, sodass bei der Übertragung der im Labor gewonnen Daten auf in vivo Operationen der Vergleich der Werte der Zeitskala nur eingeschränkt möglich ist, eine erneute Datenakquise ist unumgänglich. Es ist nötig eine Abfolge von charakteristischen Punkten zu definieren, die nacheinander durchlaufen werden müssen, um zu dem gewünschten Ergebnis zu gelangen,

unabhängig von der jeweils benötigten Zeit. Sind diese definiert kann ihr Stellenwert in weiteren Versuchen verifiziert werden.

5.6 Ausblick

Die in dieser Arbeit gewonnenen Erkenntnisse könnten in Zukunft den Aufbau einer Repositionsdatenbank ermöglichen. In dieser Datenbank wäre es möglich durchgeführte Repositionen zu sammeln und zu katalogisieren. Die Anzahl der zur Verfügung stehenden Frakturproblematiken sowie deren Lösungsmöglichkeiten würden konstant ansteigen und somit bei vollautomatisierter Auswertung der hier gewonnenen Daten immer präzisere Kurven produzieren.

Diese Daten könnten neuronalen Netzwerken zur Verfügung gestellt werden und in der Chirurgie als Expertensystem zur konstanten, intraoperativen Mitbeurteilung der bestehenden Repositionsaufgabe genutzt werden^[40]. Es wäre möglich je nach Frakturtyp und Ausgangsposition einen Korridor aus den in der Datenbank gespeicherten Repositionen zu hinterlegen, in dem sich der Operateur mit der Bewegung der Fragmente bewegen sollte um ein gutes Ergebnis zu erzielen. Ein Beispiel für den Einsatz von Robotern in der Chirurgie und auf dem Gebiet der Reposition zeigten Wang et al., denen es gelang mithilfe eines Roboters eine Reposition am Model durchzuführen^[41].

Ein solches Modell könnte auch in der Ausbildung von Studenten oder Assistenzärzten Anwendung finden. Das Simulatortraining eröffnet den Auszubildenden die Möglichkeit in sicherer Umgebung Erfahrungen zu sammeln und Fähigkeiten zu entwickeln^[42]. Es wurden Eigenschaften und Möglichkeiten dargestellt die wesentlich zu effektivem Lernen beitragen^[43]. Es ist jedoch notwendig für unterschiedliche Lernziele speziell für die zu trainierenden Eigenschaften ausgelegte Simulatoren einzusetzen^[44].

Der Nutzen des Simulatortrainings konnte auch für den orthopädischen Bereich bereits nachgewiesen werden^[45]. Ein Simulator für spezielle Repositionstrainings ist bisher noch nicht beschrieben worden.

Es ist möglich die Reposition anschaulich zu machen und gemäß der oben beschriebenen Lernkurve Erfahrungen zu vermitteln und Bewegungen zu erlernen ohne eine Gefährdung von Patienten zu riskieren. Dieses Lernen durch

Simulatortraining findet in der Medizin schon seit Jahren statt und die Effizienz und Möglichkeiten dieser Systeme wurden vielfach untersucht und erwiesen^[30, 31, 46-49].

6. Tabellenanhang

Tab.3: *Tabelle der Zeit der Femurreposition*

Femur: Dauer der Reposition (t) mit 20Hz

Versuch Nr.:	1	2	3	4	5	6	7	8
Student Nr.1	435	161	167	137	135	163	154	164
2	164	210	210	146	171	176	149	148
3	458	221	208	214	190	193	159	153
4	349	116	154	245	204	158	405	157
5	295	209	268	245	215	229	330	331
Mittelwert in sec	17,1	9,1	10,6	9,9	9,2	9,2	12,0	10,7
Median in sec	17,5	10,5	10,4	10,7	9,5	8,8	8,0	8,8
OA Nr. 1	195	153	215	173	154	205	152	130
2	234	304	315	392	303	341	380	433
3	244	299	170	153	133	151	139	154
4	350	248	165	247	152	173	167	115
5	194	163	180	165	139	118	157	233
Mittelwert in sec	12,1	11,7	10,4	11,3	8,8	9,9	10,0	10,7
Median in sec	11,7	12,4	9,0	8,7	7,6	8,7	7,9	7,7

Tab.4: *Tabelle der Zeit der Beckenreposition*

Becken: Dauer der Reposition (t) mit 20Hz

Versuch Nr.:	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Student 1	1321	882	3577	1447	1709	937	1952	1559	1710	652
Student 2	793	691	659	493	486	887	820	833	557	565
Student 3	865	2025	1683	717	693	632	898	3193	519	490
Student 4	603	863	764	481	776	1162	489	470	1056	475
Mittelwert in sec	44,8	55,8	83,5	39,2	45,8	45,2	52,0	75,7	48,0	27,3
Median in sec	41,5	43,6	61,2	30,3	36,8	45,6	43,0	60,0	40,3	26,4
AA1	725	604	361	320	362	316	1043	586	702	400
AA2	477	524	322	325	370	369	802	1064	432	358
AA3	405	1198	587	526	314	257	675	281	269	412
AA4	853	755	654	321	1139	909	453	308	387	1415
Mittelwert in sec	30,8	38,5	24,0	18,7	27,3	23,1	37,1	28,0	22,3	32,3
Median in sec	30,1	34,0	23,7	16,2	18,3	17,1	37,0	22,4	20,8	20,3
OA1	1785	1131	607	1092	979	487	1127	597	1566	656
OA2	2457	1222	585	790	998	500	642	569	1470	430
OA3	533	1548	509	2200	325	561	3275	473	357	372
OA4	1233	735	678	292	830	510	468	1995	606	1250
Mittelwert in sec	75,1	58,0	29,7	54,7	39,2	25,8	68,9	45,4	50,0	33,9
Median in sec	75,5	58,8	29,8	47,1	45,2	25,3	44,2	29,2	51,9	27,2

7. Literatur

1. Templeman, D., et al., *Reducing complications in the surgical treatment of intertrochanteric fractures*. Instr Course Lect, 2005. **54**: p. 409-15.
2. Kristen, A., et al., *[Visualization of reduction. New view of a dynamic procedure]*. Unfallchirurg, 2008. **111**(6): p. 395-402.
3. Nagendran, M., K. S. Gurusamy, et al., *Virtual reality training for surgical trainees in laparoscopic surgery*. Cochrane Database Syst Rev, 2013. **8**: CD006575.
4. Matta, J.M., *Fractures of the acetabulum: accuracy of reduction and clinical results in patients managed operatively within three weeks after the injury*. J Bone Joint Surg Am, 1996. **78**(11): p. 1632-45.
5. Krettek, C., F. Gebhard, and T. Hufner, *[The current status of navigation systems]*. Unfallchirurg, 2003. **106**(11): p. 897-8.
6. Tosounidis, G., et al., *[Percutaneous sacroiliac lag screw fixation of the posterior pelvic ring. Increasing safety by standardization of visualization and insertion technique]*. Unfallchirurg, 2007. **110**(8): p. 669-74.
7. Davies, B., *A review of robotics in surgery*. Proc Inst Mech Eng H, 2000. **214**(1): p. 129-40.
8. Oszwald, M., et al., *Robot-assisted fracture reduction using three-dimensional intraoperative fracture visualization: an experimental study on human cadaver femora*. J Orthop Res. **28**(9): p. 1240-4.
9. Oszwald, M., et al., *3D visualized robot assisted reduction of femoral shaft fractures: evaluation in exposed cadaveric bones*. Technol Health Care, 2009. **17**(4): p. 337-43.
10. Wilharm, A., F. Gras, et al., *Navigation in femoral-shaft fractures--from lab tests to clinical routine*. Injury, 2011. **42**(11): 1346-52.
11. Keast-Butler, O., M. J. Lutz, et al., *Computer navigation in the reduction and fixation of femoral shaft fractures: a randomized control study*. Injury, 2012. **43**(6): 749-56.
12. Gosling, T., et al., *Forces and torques during fracture reduction: Intraoperative measurements in the femur*. J Orthop Res, 2006. **24**(3): p. 333-8.
13. Nieves, J.W., et al., *Fragility fractures of the hip and femur: incidence and patient characteristics*. Osteoporos Int. **21**(3): p. 399-408.
14. Logters, T., J. Windolf, and S. Flohe, *[Fractures of the shaft of the femur]*. Unfallchirurg, 2009. **112**(7): p. 635-50; quiz 651.
15. Gansslen, A. and H.J. Oestern, *[Acetabular fractures]*. Chirurg. **82**(12): p. 1133-50.
16. Brueton, R.N., *A review of 40 acetabular fractures: the importance of early surgery*. Injury, 1993. **24**(3): p. 171-4.
17. Krettek, C., et al., *Intraoperative control of axes, rotation and length in femoral and tibial fractures. Technical note*. Injury, 1998. **29 Suppl 3**: p. C29-39.
18. Schwieger, K., T. Parkel, and B. Linke, *Mechanical Testing Report: Pull-Out and Strip-Out strength of cancellous bone screws in artificial 'Osteoporotic generic bones*. 2004: Malans.
19. Leong, J.J., et al., *Validation of orthopaedic bench models for trauma surgery*. J Bone Joint Surg Br, 2008. **90**(7): p. 958-65.
20. Citak, M., et al., *Reference marker stability in computer aided orthopedic surgery: a biomechanical study in artificial bone and cadavers*. Technol Health Care, 2007. **15**(6): p. 407-14.

21. Grutzner, P.A. and N. Suhm, *Computer aided long bone fracture treatment*. Injury, 2004. **35 Suppl 1**: p. S-A57-64.
22. Rudolph, T., et al., *MARVIN: a medical research application framework based on open source software*. Comput Methods Programs Biomed, 2008. **91**(2): p. 165-74.
23. Holly, L.T., O. Bloch, and J.P. Johnson, *Evaluation of registration techniques for spinal image guidance*. J Neurosurg Spine, 2006. **4**(4): p. 323-8.
24. Van Hellemond, G., et al., *Computer-assisted pelvic surgery: an in vitro study of two registration protocols*. Clin Orthop Relat Res, 2002(405): p. 287-93.
25. www.mathworks.de.
26. Ammann, E., *Programmierung animierter Welten*. Java, JavaScript und VRML. 1997.
27. Gaddis, M.L. and G.M. Gaddis, *Introduction to biostatistics: Part 6, Correlation and regression*. Ann Emerg Med, 1990. **19**(12): p. 1462-8.
28. Bjorgul, K., W.M. Novicoff, and K.J. Saleh, *Learning curves in hip fracture surgery*. Int Orthop. **35**(1): p. 113-9.
29. Froelich, J.M., et al., *Surgical simulators and hip fractures: a role in residency training?* J Surg Educ. **68**(4): p. 298-302.
30. Eversbusch, A. and T.P. Grantcharov, *Learning curves and impact of psychomotor training on performance in simulated colonoscopy: a randomized trial using a virtual reality endoscopy trainer*. Surg Endosc, 2004. **18**(10): p. 1514-8.
31. Grantcharov, T.P., et al., *Virtual reality computer simulation*. Surg Endosc, 2001. **15**(3): p. 242-4.
32. Buchmann, P. and S. Dincler, *[Learning curve--calculation and value in laparoscopic surgery]*. Ther Umsch, 2005. **62**(2): p. 69-75.
33. Rohling, R., et al., *Comparison of relative accuracy between a mechanical and an optical position tracker for image-guided neurosurgery*. J Image Guid Surg, 1995. **1**(1): p. 30-4.
34. Li, Q., et al., *Effect of optical digitizer selection on the application accuracy of a surgical localization system-a quantitative comparison between the OPTOTRAK and flashpoint tracking systems*. Comput Aided Surg, 1999. **4**(6): p. 314-21.
35. Schaffler, A., et al., *[Best matching. Experimental comparison of different matching procedures for use in computer navigation]*. Unfallchirurg, 2009. **112**(9): p. 809-14.
36. Cook, J.A., C.R. Ramsay, and P. Fayers, *Statistical evaluation of learning curve effects in surgical trials*. Clin Trials, 2004. **1**(5): p. 421-7.
37. Graham, A.E., et al., *Bone-muscle interaction of the fractured femur*. J Orthop Res, 2008. **26**(8): p. 1159-65.
38. Chandanwale, A.S., A.A. Ramteke, and S. Barhate, *Intra-operative somatosensory-evoked potential monitoring*. J Orthop Surg (Hong Kong), 2008. **16**(3): p. 277-80.
39. Kantelhardt, S.R., et al., *Intraosseous ultrasound in the placement of pedicle screws in the lumbar spine*. Spine (Phila Pa 1976), 2009. **34**(4): p. 400-7.
40. Camarillo, D.B., T.M. Krummel, and J.K. Salisbury, Jr., *Robotic technology in surgery: past, present, and future*. Am J Surg, 2004. **188**(4A Suppl): p. 2S-15S.
41. Wang, J., W. Han, et al., *Femoral fracture reduction with a parallel manipulator robot on a traction table*. Int J Med Robot, 2013. **9**(4): 464-71.

42. Gallagher, A. G., N. E. Seymour, et al. *Prospective, randomized assessment of transfer of training (ToT) and transfer effectiveness ratio (TER) of virtual reality simulation training for laparoscopic skill acquisition*. Ann Surg, 2013. **257**(6): 1025-31.
43. Issenberg, S. B., W. C. McGaghie, et al., *Features and uses of high-fidelity medical simulations that lead to effective learning: a BEME systematic review*. Med Teach, 2005. **27**(1): 10-28.
44. Evgeniou, E. and P. Loizou, *Simulation-based surgical education*. ANZ J Surg, 2013. **83**(9): 619-23.
45. Rambani, R., W. Viant, et al., *Computer-assisted orthopedic training system for fracture fixation*. J Surg Educ, 2013. **70**(3): 304-8.
46. Lewis, T.M., et al., *Training in surgical oncology - the role of VR simulation*. Surg Oncol. **20**(3): p. 134-9.
47. Maresceaux, J., et al., *[Image fusion, virtual reality, robotics and navigation. Effects on surgical practice]*. Chirurg, 2002. **73**(5): p. 422-7.
48. Sarker, S.K. and B. Patel, *Simulation and surgical training*. Int J Clin Pract, 2007. **61**(12): p. 2120-5.
49. Tan, S.S. and S.K. Sarker, *Simulation in surgery: a review*. Scott Med J. **56**(2): p. 104-9.

8. Geplante Publikationen

Artikel:

A New Approach for Quantitative Analysis of the Process of Reduction in Fracture Care

Autoren:

A. Kristen¹, M. Burkhardt¹, U. Culemann¹, S. Simon¹, L. Nolte², R. Fremd³, T. Pohlemann¹

Submitted in:

Medical Image Analysis - An official journal of the MICCAI Society

Danksagung

Herrn Prof. Dr. Pohlemann möchte ich herzlich für die freundliche Vergabe dieser Arbeit und für die Bereitschaft danken, diese Dissertation an der Klinik für Unfallchirurgie des Universitätsklinikums Homburg/Saar zu ermöglichen.

Herrn Dr. Alexander Kristen danke ich für die stets hilfreiche Unterstützung und umfassende Betreuung.

Zu großem Dank verpflichtet bin ich Prof. Fremd. Vielen Dank für die gute Zusammenarbeit und Hilfestellungen.

Ich danke den Ärzten der chirurgischen Abteilung der Uniklinik Homburg/Saar und allen Studenten, die an den Versuchen mitgewirkt haben.

Des Weiteren gilt mein besonderer Dank für die wertvolle Hilfe Herrn Dr. P. Berens.

Ein großer Dank gilt auch meiner Frau, meiner Familie und meinen Freunden, die mich stets unterstützt und mir immer Mut gegeben haben.